

T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
DIŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

(UZMANLIK TEZİ)

**SAGİTTAL SPLIT RAMUS OSTEOTOMİLERİNDE KULLANILAN
FİKSASYON TEKNİKLERİNİN BİYOMEKANİK ÖZELLİKLERİNİN KOYUN
MANDİBULASI ÜZERİNDE DENEYSEL OLARAK KARŞILAŞTIRILMASI**

LÜTFİYE YAZAR

DANIŞMAN

DOÇ. DR. BARIŞ ALTUĞ AYDİL

AĞIZ, DIŞ, ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

UZMANLIK PROGRAMI

İSTANBUL-2018

TEZ ONAYI

İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Diş Hekimliğinde Uzmanlık Eğitimi Tez Sınav Tutanağı

Adı ve Soyadı	LÜTFİYE YAZAR
Baba Adı	ADİL
Doğum Yeri/Tarihi	BAKIRKÖY/ 19.02.1990
Diploma Tarihi / Diploma No	25.06.2013 / 2013A110108043
Mezun Olduğu Fakülte	MARMARA ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
İhtisas Yaptığı Anabilim Dalı/Bilim Dalı	İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ AĞIZ DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI
İhtisas Süresi	Yıl : 4 YIL
Sınav Yapılmasını İsteyen Makam	İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ AĞIZ DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

UZMANLIK TEZİNİN ADI: SAGİTTAL SPLİT RAMUS OSTEOTOMİLERİNDE KULLANILAN FİKSASYON
TEKNİKLERİNİN BİYOMEKANİK ÖZELLİKLERİNİN KOYUN MANDİBULASI ÜZERİNDE DENEYSEL
OLARAK KARŞILAŞTIRILMASI

JÜRİ KARARI: *Öğ* birliği ile tezin kabulüne karar verilmiştir.

JÜRİ ÜYELERİ:

BAŞKAN

Doç.Dr.Barış Altuğ AYDİL
İ.Ü.Diş Hek.Fak.

Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı Öğretim Üyesi-Danışman

ÜYE

Prof.Dr.Kamil GÖKER
Marmara Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş ve Diş Cerrahisi
Anabilim Dalı Öğretim Üyesi

ÜYE

Prof.Dr.Banu GÜRKAN KÖSEOĞLU
İ.Ü.Diş Hekimliği Fakültesi
Ağız Diş ve Çene Cerrahisi
Anabilim Dalı Öğretim Üyesi

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

Lütfiye Yazar (İmza)

İTHAF

Anneme ve Babama ithaf ediyorum.

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince ve tezimin hazırlanması sırasında bütün bilgi ve deneyimleriyle bana her zaman yardımcı olup yol gösteren, beni hep daha iyiye yönlendiren, destek veren değerli tez danışmanım Doç. Dr. Barış A. Aydil'e

Uzmanlık eğitimimde emeği geçen ve beni her zaman destekleyen, Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı başkanı sayın Prof. Dr. Hülya Koçak Berberoğlu'na ve anabilim dalımızın tüm değerli öğretim üyelerine,

Öğrencilik yıllarımdan başlayarak eğitimimde büyük emeği olan, tez jüri komitemde bulunarak da desteğini hep hissettiren, Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Anabilim Dalı Başkanı Sayın Prof. Dr. Kamil Göker'e

Tezimin deney aşamalarında bilgi ve birikimini benimle paylaşan Doç. Dr. S. Yiğit Şirin'e,

Uzmanlık eğitimim süresince 4 yıl birlikte klinik nöbetini paylaşmaktan mutluluk duyduğum, tüm akademik ve klinik bilgisini benimle paylaşan Uzm. Dr. Senem Yıldırım Türk'e,

Uzmanlık eğitimime ilk başladığım günden itibaren bu yolda bana ablalık yapan ve kendi eğitimini tamamladıktan sonra bile desteğini her zaman hissettiğim Uzm. Dt. Şeyma Alla'ya,

Gerek klinik çalışmalarında gerekse tez çalışmamda her daim dostluklarıyla ve yardımlarıyla yanımda olan değerli kardeşlerim, Dt. Gökçen Erdem, Dt. Duygu Kaya, Dt. Hüsna Aktürk ve Dt. Gülce Ecem Doğancı'ya,

Berberer çalışma fırsatı bulduğum tüm asistan arkadaşlarıma ve bölümümüzün değerli çalışanlarına,

Yaşamımın her döneminde yanımda olup gösterdikleri sevgi, anlayış ve güvenle, sıcaklıklarını hep hissettiğim, 22 yıllık eğitim hayatım boyunca tüm maddi ve manevi desteğini benden bir an olsun esirgemeyen ve bu günlere gelmemde büyük emekler sarfeden annem Neriman Yanmaz, babam Adil Yanmaz, ablam Burcu Yanmaz ve kardeşim Emre Yanmaz olmak üzere tüm aileme ve akrabalarıma,

Uzmanlık eğitimi ve tez çalışmasını yürüttüğüm dönemdeki en stresli anlarımda bile bana karşı her daim güler yüzlü ve anlayışlı davranışlarıyla destek olan biricik eşim Dt. Mustafa Yazar'a,

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 28438

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI.....	ii
BEYAN.....	iii
İTHAF.....	iv
TEŞEKKÜR.....	v
İÇİNDEKİLER.....	vi
TABLolar LİSTESİ.....	viii
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	ix
SEMBOLLER/ KISALTMALAR LİSTESİ.....	xi
ÖZET.....	xii
ABSTRACT.....	xiii
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Sagittal Split Ramus Osteotomisi (SSRO).....	3
2.1.1. Sagittal Split Ramus Osteotomisinin Tanımı.....	3
2.1.2. Sagittal Split Ramus Osteotomisinin Tarihçesi.....	3
2.1.3. Sagittal Split Ramus Osteotomisinin Uygulandığı Klinik Olgular.....	9
2.1.3.1. Mandibular Yetersizlik (Retrognati).....	9
2.1.3.2. Mandibular İleri İtim (Prognati).....	10
2.1.3.3. Mandibular Asimetri.....	10
2.1.4. Sagittal Split Ramus Osteotomisinde Cerrahi Teknik.....	10
2.2. Kemik İyileşmesi.....	17
2.2.1. Primer Kemik İyileşmesi (Doğrudan Kemik İyileşmesi).....	17
2.2.2. Sekonder Kemik İyileşmesi (Dolaylı Kemik İyileşmesi).....	18
2.3. Fiksasyon Yöntemleri.....	19
2.3.1. Titanyum Mini Plaklar Ve Vidalar.....	27
2.3.2. Rezorbe Olabilen Mini Plaklar Ve Vidalar.....	30
2.4. Sagittal Split Ramus Osteotomisinde Komplikasyonlar.....	32
2.4.1. Stabilizasyon/ Relaps.....	32
2.4.2. Sinir Hasarı.....	33
2.4.3. Temporomandibular Eklem (TME) Disfonksiyonu.....	34
2.4.4. Diğer Komplikasyonlar.....	36

2.5. Sagittal Split Ramus Osteotomisinin Avantajları.....	37
2.6. Biyomekanik Prensipler.....	37
2.6.1. Mandibulanın Biyomekaniği.....	37
2.6.2. Biyomekanik Deney Materyalleri.....	40
2.6.3. Biyomekanik Deney Modelleri.....	41
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	43
3.1. Deney Gruplarının Hazırlanması.....	43
3.2. Kuvvet Testi.....	51
3.3. İstatistiksel Analiz.....	54
4. BULGULAR.....	55
5. TARTIŞMA.....	64
6. SONUÇ.....	74
KAYNAKLAR.....	75
ÖZGEÇMİŞ.....	86

TABLolar LİSTESİ

Tablo 4.1: (Grup Ia) Obwegeser- Dal Pont modifikasyonunda standart mini plak uygulanan hemimandibulalarda 10 N'dan 100 N'a kadar olan her 10 N'luk kuvvetler artışındaki yer değiştirme miktarları (mm).....	55
Tablo 4.2: (Grup Ib) Obwegeser- Dal Pont modifikasyonunda kilitli mini plak uygulanan hemimandibulalarda 10 N'dan 100 N'a kadar olan her 10 N'luk kuvvetler artışındaki yer değiştirme miktarları (mm).....	55
Tablo 4.3: (Grup IIa) Epker modifikasyonunda standart mini plak uygulanan hemimandibulalarda 10 N'dan 100 N'a kadar olan her 10 N'luk kuvvetler artışındaki yer değiştirme miktarları (mm).....	56
Tablo 4.4: (Grup IIb) Epker modifikasyonunda kilitli mini plak uygulanan hemimandibulalarda 10 N'dan 100 N'a kadar olan her 10 N'luk kuvvetler artışındaki yer değiştirme miktarları (mm).....	56
Tablo 4.5: Verilen dağılımların Shapiro- Wilk testi ile değerlendirilmesi.....	58
Tablo 4.6: Tüm grupların 10 N'dan 100 N kadar 10 N'luk kuvvet artışındaki ortalama, standart sapma, maksimum ve minimum değerleri.....	59
Tablo 4.7: Tek yönlü varyans analizi (one-way ANOVA) sonuçları.....	61
Tablo 4. 8: Her bir grubunun diğer gruplarla 10 N'dan 100 N kadar 10 N'luk artışlardaki p değerleri. Tukey testi ($p < 0.05$).....	62
Tablo 4.9: OD ve Epker modifikasyonları uygulanan hemimendibulaların 100 N altındaki yer değiştirme miktarlarının (mm) bağımsız örneklem testi ile karşılaştırılması.....	63

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1 : Hullihen'in subapikal osteotomisi.....	4
Şekil 2.2: Blair'in gövde osteotomisi.....	4
Şekil 2.3: Blair tarafından yapılan ilk horizontal ramus osteotomisi.....	5
Şekil 2.4: (A) Ters "L" osteotomisi, (B) "C" osteotomisi.....	5
Şekil 2.5: Obwegeser ve Trauner 'in sagittal split ramus osteotomisi.....	6
Şekil 2. 6: Mandibular osteotomilerin evrimi.....	7
Şekil 2.7: Dal-Pont modifikasyonunun bukkal ve lingual kesi hatları.....	8
Şekil 2.8: Hunsuck modifikasyonu.....	9
Şekil 2.9: Epker modifikasyonu.....	9
Şekil 2.10: Mukoza insizyonu.....	11
Şekil 2.11: Lingual osteotomi.....	12
Şekil 2.12: Lateral yüzeydeki vertikal osteotomi.....	13
Şekil 2.13: Sagittal osteotomi.....	14
Şekil 2.14: Osteotom aracılığıyla split işleminin gerçekleştirilmesi.....	15
Şekil 2.15: Cerrahi oklüzal splint uygulanması.....	16
Şekil 2.16: Primer kemik iyileşmesi A.kontak iyileşmesi B:boşluk iyileşmesi.....	18
Şekil 2.17: Tel fiksasyonu.....	19
Şekil 2.18: Piriform rimden geçen sirkummandibular bağlama.....	20
Şekil 2.19: Sirkummandibular bağlama.....	20
Şekil 2.20: İntermaksiller fiksasyon (IMF).....	21
Şekil 2.21: Lag vidanın yerleştirilmesi.....	22
Şekil 2.22: Pozisyonel vidaların yerleştirilmesi.....	23
Şekil 2.23: Bikortikal vida yerleştirme pozisyonları.....	24
Şekil 2.24: Standart titanyum mini plaklar.....	24
Şekil 2.25: Kilitli mini plak sistemi.....	26
Şekil 2.26: İdeal osteosentez çizgileri.....	27
Şekil 2.27: Michelet tarafından tanıtılan vityum mini plaklar.....	28
Şekil 2.28 : Mandibulanın üst sınırındaki gerilim bölgeleri: (-), alt sınırındaki kompresyon bölgeleri: (+).....	38
Şekil 3.1: Obwegeser- Dal Pont (Grup I) bukkal ve sagittal osteotomi hatlarının sabit kalem ile belirlenmesi.....	44

Şekil 3.2: Obwegeser- Dal Pont (Grup I) lingual osteotomi hattının sabit kalem ile belirlenmesi.....	45
Şekil 3.3: İnferiorda yapılan ek osteotominin sabit kalem ile belirlenmesi.....	45
Şekil 3.4: Grup Ia standart mini plak uygulaması.....	46
Şekil 3.5: Grup Ia'da 5 mm ilerletme yapılmış deneklerin lingual görüntüsü.....	46
Şekil 3.6: Grup Ib kilitli mini plak uygulaması.....	47
Şekil 3.7: Grup Ib'de 5 mm ilerletme yapılmış deneklerin lingual görüntüsü.....	47
Şekil 3.8: Epker (Grup II) bukkal ve sagittal osteotomi hatlarının sabit kalem ile belirlenmesi.....	48
Şekil 3.9: Epker (GrupII) lingual osteotomi hattının sabit kalem ile belirlenmesi.....	48
Şekil 3.10: Grup IIa standart mini plak uygulanması.....	49
Şekil 3.11: Grup IIa'da 5 mm ilerletme yapıldıktan sonra fiksasyon uygulanan deneklerin lingual görüntüsü.....	49
Şekil 3.12: Grup IIb kilitli mini plak uygulanması.....	50
Şekil 3.13: Grup IIb'de 5 mm ilerletme yapıldıktan sonra fiksasyon uygulanan deneklerin lingual görüntüsü.....	50
Şekil 3.14: Deneklerin yerleştirildiği çelik deney platformu.....	51
Şekil 3.15: Deneyin gerçekleştirildiği servohidrolik test cihazı (Universal Autograph AGS®, Shimadzu Scientific Instruments, Kyoto, Japonya).....	52
Şekil 3.16: Denekler üzerinde kuvvet testlerinin uygulanması.....	53
Şekil 4.1: Grupların 10 N ile 100 N arasındaki yer değiştirme miktarlarının grafik üzerinde gösterimi.....	57

KISALTMALAR VE SEMBOLLER LİSTESİ

SSRO: Sagittal split ramus osteotomisi

IMF: İntermaksiller fiksasyon

mm: milimetre

RIF: Rijit internal fiksasyon

TME: Temporomandibular eklem

PGA: Poliglikolik asit

PLA: Polilaktik asit

PDS: Polyester poliparadioksanon

PLLA: Poly-l-laktik asit

OD: Obwegeser- Dal Pont

N: Newton

SPSS: Statistical Package for Social Sciences

ANOVA: Tek yönlü varyans analizi

SEA: Sonlu elemanlar analizi

ÖZET

YAZAR L. Sagittal Split Ramus Osteotomilerinde Kullanılan Fiksasyon Tekniklerinin Biyomekanik Özelliklerinin Koyun Mandibulası Üzerinde Deneysel Olarak Karşılaştırılması. İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız, Diş, Çene Cerrahisi ABD. Uzmanlık Tezi. İstanbul. 2018.

Çalışmamızda sagittal split ramus osteotomisinde sıklıkla kullanılan Obwegeser- Dal Pont ve Epker modifikasyonları yani iki farklı lingual osteotomi uygulanan koyun mandibulalarında kilitli mini plak ve standart mini plak kullanımının biyomekanik dayanıklılıklarının karşılaştırılması amaçlanmaktadır. 20 adet taze koyun mandibulası yumuşak dokuları temizlenip orta hattan ikiye ayrılarak 40 adet hemimandibula elde edilmiştir. Çeneler randomize olarak 2 ana gruba ayrılıp; Obwegeser- Dal Pont veya Epker modifikasyonları ile sagittal split ramus osteotomileri yapıldıktan sonra kemik segmentleri arasında 5 mm ilerletmeyi taklit eden bir boşluk oluşturulmuştur. Bu ana gruplarda kendi içerisinde 2 alt gruba ayrılmıştır ve her gruptaki denek sayısı 10 adettir (n=10). Segmentlerin fiksasyonu için, 4 delikli standart mini plak ile 4 adet mono kortikal vidalar ve 4 delikli kilitli mini plak ile 4 adet kilitli mono kortikal vidalar kullanılmıştır. 2 nokta biyomekanik deney modeli için özel olarak tasarlanmış platforma hemimandubulalar sabitlendikten sonra servohidrolik test cihazına yerleştirilerek (Universal Autograph AGS®, Shimadzu Scientific Instruments, Kyoto, Japonya), düzleştirilmiş molar dişler üzerinden kuvvet testi uygulanmıştır. 10 N'dan 100 N'a kadar olan kuvvetlerdeki yer değiştirme miktarlarının ortalama ve standart sapma değerleri kaydedilmiştir. Gruplar arasındaki ortalamalar, %95 güvenirlilik aralığında, tek yönlü varyans analizi (one-way ANOVA) ve post hoc Tukey testi kullanılarak karşılaştırılmıştır. İstatistiksel analiz sonucuna göre gruplar arasında anlamlı bir farklılık bulunamamıştır. Kilitli mini plak sistemi kullanılan grupların, özellikle Epker modifikasyonunda kilitli mini plak fiksasyonu yapılan grubun, oklüzal kuvvetlere karşı diğer gruplardan daha iyi performans gösterdiği gözlenmiştir.

Anahtar Kelimeler; Sagittal split ramus osteotomisi, Dal-Pont, Epker, Kilitli mini plak, Koyun çenesi, Biyomekanik

ABSTRACT

YAZAR L. Experimental Comparison of Biomechanical Properties of Fixation Techniques Used in Sagittal Split Ramus Osteotomies on Sheep Mandibula. Istanbul University, Faculty of Dentistry, Department of Oral and Maxillofacial Surgery. Thesis for Speciality. Istanbul. 2018

The aim of this study is to compare the biomechanical stability of locked mini plate and standard mini plate in sheep mandibula which undergone Obwegeser- Dal pont and Epker modification of sagittal split ramus osteotomy. The soft tissue of 20 fresh sheep mandibles was cleaned and divided into midline and 40 hemimandibula were obtained. The jaws were randomly divided into two main groups; After sagittal split ramus osteotomies were performed with Obwegeser-Dal Pont or Epker modifications, a space was created that mimics the advancement of 5 mm between the bone segments. These main groups were divided into two sub-groups within each group and the number of subjects in each group was 10 (n = 10). For fixation of the segments, 4 holes standard miniplate with 4 monocortical screws and 4 holes locking miniplate with 4 monocortical screws are used. After the hemimandibles were fixed to the platform designed specifically for the 2-point biomechanical experiment model, the force was applied to the servohydraulic tester (Universal Autograph AGS®, Shimadzu Scientific Instruments, Kyoto, Japan) by force test on flattened molar teeth. The mean and standard deviation values of the displacement amounts from 10 N to 100 N are recorded. The averages between the groups were compared using a one-way ANOVA and post hoc Tukey test at 95% confidence interval. According to the results of the statistical analysis, no significant difference was found between the groups. It has been observed that the groups using the locked mini plate system, especially the Epker modification, performed better than other groups against the occlusal forces.

Keywords: Sagittal split ramus osteotomy, Dal-Pont, Epker, Locking miniplate, Biomechanical, Sheep mandible

1.GİRİŞ VE AMAÇ

Sagittal split ramus osteotomisi (SSRO), birçok doğumsal ve kazanılmış mandibular uyumsuzlukları tedavi etmek için ortognatik cerrahide sıklıkla kullanılan bir cerrahi yöntemdir(1). Modern ortognatik cerrahi dönemi 1955 yılında Hugo Obwegeser tarafından sagittal split ramus osteotomisinin tanıtılmasıyla başlamıştır. Obwegeser'in orijinal osteotomi tekniği, kısa bir süre sonra Dal Pont tarafından modifiye edilmiştir. Orijinal osteotomi tekniğinin ikinci önemli modifikasyonu ise Hunsuck ve Epker tarafından geliştirilmiştir(2, 3). İlk osteotomi tekniği olan Obwegeser yönteminde; osteotomi hattı ramusun medialinde lingula seviyesinde yatay olarak seyrederken, lateralinde angulusun önünde konumlandırılır. Dal Pont modifikasyonunda lateral osteotomi 1. ve 2. büyük azı dişlerinin önünden, mandibula gövdesinin alt sınırına dik açıyla yapılır(4). Hunsuck ve Epker modifikasyonlarında ise ramusun medialindeki osteotomi lingulanın hemen distalinde sonlandırılırken, lateral osteotomi Dal Pont modifikasyonundaki gibi mandibula gövdesinin alt sınırına dik açıyla yapılır(2, 5, 6). Her iki yöntemde de medial ve lateral duvarlardaki osteotomiler birleştirilerek kesikler yardımıyla alt çene distal ve proksimal olarak adlandırılan iki segmente ayrılır. Proksimal segment ramusu ve kondili içerirken distal segmentte dişleri taşıyan bölümdür. SSRO tasarımı, kemik segmentleri arasında geniş temas yüzeyi oluşturduğundan, stabiliteye, erken iyileşmeye ve farklı rijit internal fiksasyon (RIF) yöntemlerine olanak sağlar(1).

Rijit internal fiksasyon sistemlerinin uygulanması, ortognatik cerrahinin öngörülebilirliğini geliştirdiği ve özellikle sadece çelik tel kullanılan osteosentez yöntemi ile karşılaştırıldığında daha gelişmiş bir yaklaşım olduğu tüm araştırmacılar tarafından kabul görmüştür(7). Rijit internal fiksasyon hızlı kemik iyileşmesini, operasyon sonrası erken dönemde mandibular fonksiyonun başlamasını ve relaps miktarının azalmasını sağlar(8). Genel olarak oral ve maksillofasiyal cerrahide rijit internal fiksasyon için kullanılan osteosentez yöntemleri titanyum mini plak ve vida kombinasyonlarından oluşur(9, 10). Ancak bu osteosentez yöntemlerinin bazı eksiklikleri bulunmaktadır. Bunlar; kemik segmentinin yanlış hizalanmasını ve oklüzal değişiklikleri önlemek için plağın kemiğe mükemmel adapte edilmesi ve sagittal osteotomilerde mandibular kondilin mandibular fossaya göre pozisyonunun değişmesinin önlenmesidir(10). Bununla

birlikte,yakın zamanda uygulanmaya başlanan kilitli plak/ vida sistemi, geleneksel plak/ vida sistemlerine kıyasla teorik olarak birçok avantaja sahiptir. Bu avantajlar; daha az vida gevşemesi, daha fazla stabilite ve daha az plak adaptasyonudur. Birçok çalışma, baş ve boyun yaralanmalarında kırıkların tedavisinde kilitli mini plak/ vida sistemini değerlendirmiştir(11). Kilitli sistemlerin kullanımı, yüz kırıkları tedavisinde kullanılmak üzere yaygın olarak önerilmiştir, ancak ortognatik cerrahideki uygulamaları daha fazla araştırma gerektirmektedir (12).

Farklı tipte fiksasyon materyallerinin ve tekniklerinin biyomekanik özellikleri, taze koyun mandibulaları veya poliüretan hemimandibulalar ve fotoelastik modeller; iki veya üç noktalı biyomekanik test modelleriyle veya sonlu elemanlar modelleri kullanılarak in vitro olarak ölçülebilir ve değerlendirilebilir(12, 13).

Çoğu biyomekanik analiz çalışmaları, farklı fiksasyon tiplerini değerlendirmiştir, ancak SSRO modifikasyonlarının mekanik cevap üzerindeki etkisinin olup olmadığını inceleyen çalışmalar kısıtlıdır(7). Farklı lateral osteotomi ile yapılmış SSRO'nun mekanik etkilerini inceleyen birkaç çalışma bulunmaktadır(14). Fakat günümüzde halen sıklıkla kullanılmakta olan Obwegeser- Dal Pont ve Epker modifikasyonları gibi medial osteotomileri farklı 2 temel SSRO yöntemlerini, farklı fiksasyon teknikleriyle kıyaslayan bir çalışma bulunmamaktadır. Çalışmamızda SSRO'da sıklıkla kullanılan Obwegeser-Dal Pont ve Epker modifikasyonları yani iki farklı medial osteotomi uygulanan koyun mandibulalarında kilitli mini plak ve standart mini plak kullanımının biyomekanik direncini incelemeyi amaçlıyoruz.

2.GENEL BİLGİLER

2.1.Sagittal Split Ramus Osteotomisi(SSRO)

2.1.1.Sagittal Split Ramus Osteotomisinin Tanımı

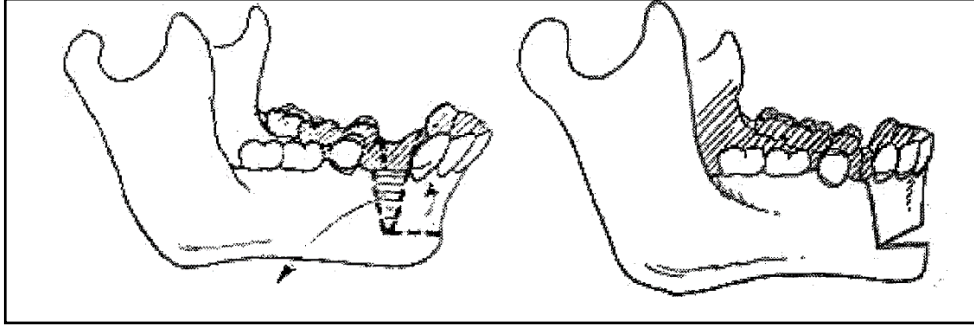
"Orthognathic" terimi ortos ve gnathos kelimelerinden kaynaklanır (Orthos = düz; gnathos = çene). Ortognatik cerrahi, çene deformitelerini düzeltmek için tasarlanmış cerrahi prosedürleri ifade eder. Sagittal split ramus osteotomisi (SSRO); çeneleri ilgilendiren kapanış problemlerinin ve doğumsal şekil bozukluklarının tedavisinde alt çeneye uygulanan ortognatik cerrahi tekniklerinden biridir. Bu yöntem ile alt çene ileriye ya da geriye doğru hareket ettirilebilir. Hem estetik hem de işlevsel olarak başarılı sonuçlar elde edilmiş bir cerrahi tekniktir(15).

2.1.2. Sagittal Split Ramus Osteotomisinin Tarihçesi

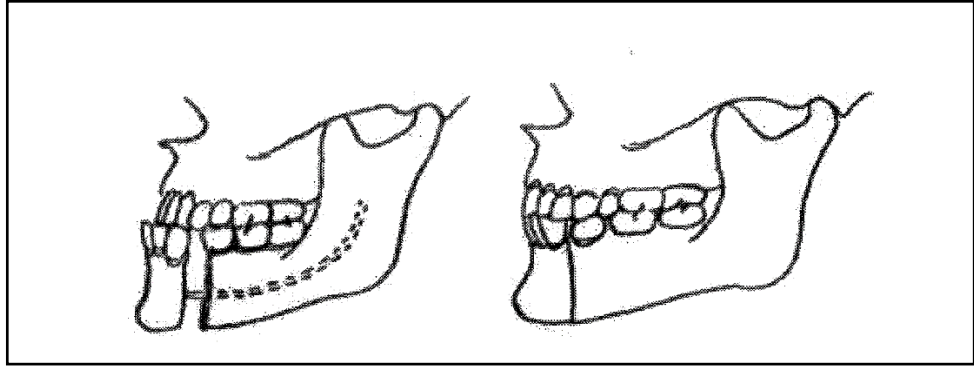
Dentofasiyal deformitelerin düzeltilmesi için yapılan osteotomi tekniklerinin gelişimi, oral ve maksillofasiyal cerrahinin diğer cerrahi dallardan ayrılıp ilerlemesiyle paralellik göstermektedir. Ortognatik cerrahinin tarihsel gelişimi, adım adım, aralıklı bir seyir izlemiştir. 1849'da ilk mandibular osteotomiyi tarifleyen Hullihen'den, ramusun sagittal split osteotomisini geliştiren Obwegeser'e (1955) ve bunu modifiye eden Dal Pont (1961), Hunsuck (1968) ve Epker'e (1977) kadar çok çeşitli değişiklikler göstermiştir(16).

İlk mandibular osteotomi 1849 yılında Hullihen tarafından anterior açık kapanış ve mandibular dentoalveolar protrüzyonu olan bir hastaya intraoral yaklaşımla uygulanmıştır.(Şekil 2.1) Prognatizmin düzeltilmesi için yapılan mandibular gövdenin ilk osteotomisi Blair tarafından 1897 yılında uygulanmıştır.(Şekil 2.2) Aynı zamanda çene deformitelerinin sınıflandırılmasını tanıtan ilk yazardır. Blair ve Angle tarafından gerçekleştirilen, açıklanan ve yayınlanan operasyonlar, oral cerrahinin gelişiminin başlangıcını işaret etmiştir(5). Gövde osteotomisinde ortaya çıkan büyük değişiklikler;

inferior alveolar sinirin korunmasına ve osteotominin intraoral yaklaşımla yapılmasına daha fazla önem verilmesi olmuştur(16).

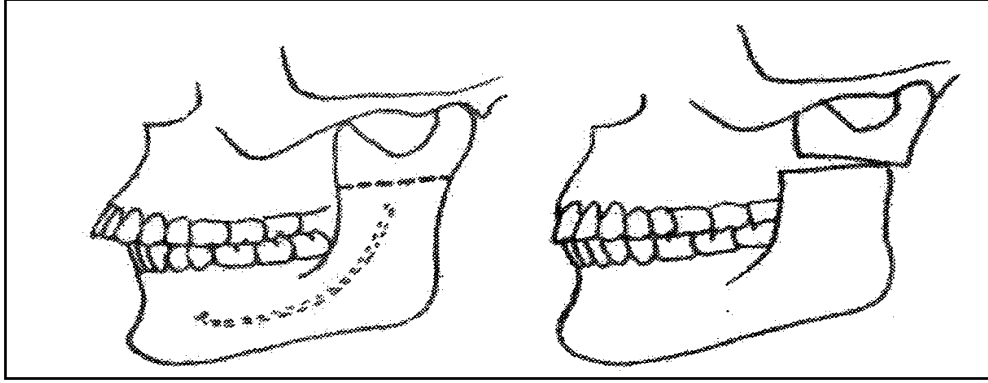


Şekil 2.1 : Hullihen'in subapikal osteotomisi



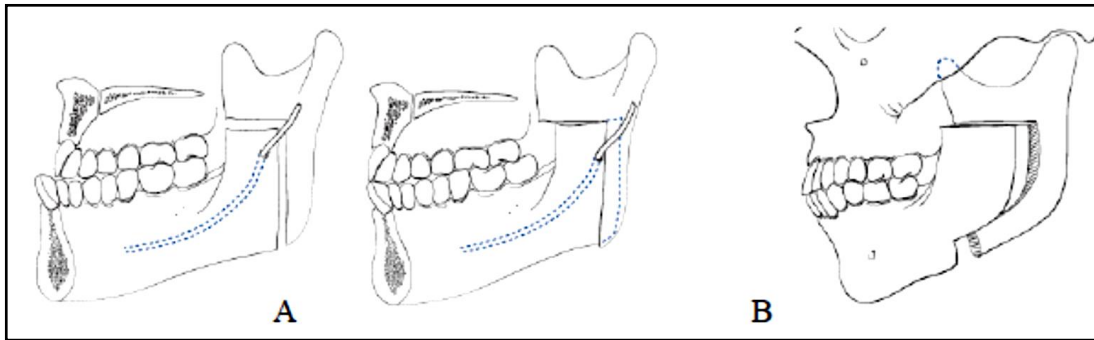
Şekil 2.2: Blair'in gövde osteotomisi

Ekstraoral yaklaşımla yapılan ramusun horizontal osteotomisi ilk kez Blair (1907) tarafından yayınlanmıştır.(Şekil 2.3) Erken dönem mandibular osteotomi tekniklerinin çoğunda olduğu gibi bu yöntemde de lingulanın üzerinden bir horizontal kemik osteotomisi yapılmakta ve bu yöntem, mandibulanın prognati ya da retrognati olgularında önerilmekteydi(16).



Şekil 2.3: Blair tarafından yapılan ilk horizontal ramus osteotomisi

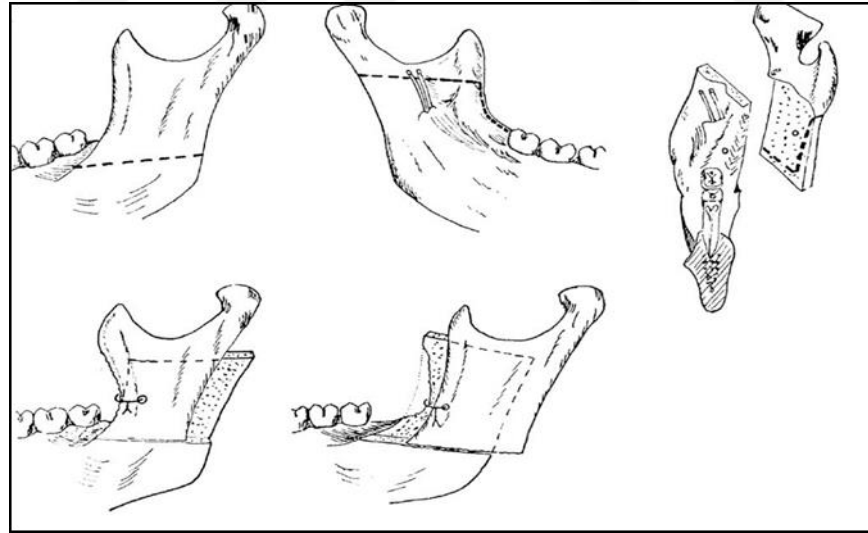
Ramusun vertikal osteotomisi ilk kez 1925 yılında Limberg tarafından ekstraoral yöntemle vertikal subkondiler osteotomi ile başlamıştır. Vertikal subkondiler osteotominin bir modifikasyonu olan ters "L" osteotomisi ilk kez 1927'de Wassmund tarafından tarif edilmiştir. Daha sonraları Caldwell ve arkadaşları 1968 yılında mandibulanın inferior sınırının hemen üzerinde bir horizontal osteotomi ekleyerek ters L osteotomisi tekniğini modifiye etmişlerdir. Bu teknik "C" osteotomisi olarak adlandırılmaktadır(16).(Şekil 2.4)



Şekil 2.4: (A) Ters "L" osteotomisi, (B) "C" osteotomisi

Schuchardt (1942), lingulanın hemen yukarisından başlayarak ve inferior alveolar sinire dokunmadan anteriora ve inferiora doğru bukkal kortekse ulaşan oblik bir kortikal osteotomi tekniğini geliştirerek ramusun horizontal düz osteotomisini modifiye etmiştir. Schuchardt tekniği intraoral olarak yapılabilmekteydi ve oblik osteotomi sayesinde daha fazla kansellöz kemik teması sağlanabilmekteydi(5).

Ramus osteotomilerinde en büyük gelişim ilk kez Obwegeser ve Trauner'in 1955'te tarif ettiği sagittal osteotomiden sonra olmuştur. Lane'in, ramusun medial ve lateral korteksleri boyunca birbirine paralel horizontal kemik osteotomilerinden oluşan bir başka tip sagittal osteotomi geliştirdiğinden bahsedilmiş ve bu fikir önce 1942'de Schuchardt tarafından genişletilmiş, daha sonra 1953'te Obwegeser ve Trauner tarafından yeniden şekillendirilmiştir. Onların modifikasyonları, lateral oblik sırt boyunca 2 yatay kortikal osteotomimin bağlanması ve ramusun arka kenarının dokunulmamış olarak kalmasıyla sonuçlanmıştır. Sonunda, ramus osteotomisi lateral korteks boyunca osteotomi yapılarak elde edilmiştir. Bu prosedüre sagittal split prosedürü denir ve inferior alveolar sinire hasar vermemiştir. 1953 yılında, sagittal split osteotomi, transfasial (ekstraoral/ağız dışı) yaklaşım olmaksızın ve görünür osteotomi izi bırakmadan, intraoral olarak gerçekleştirilebilen bir yöntem dönüşmüştür. Obwegeser, dünya çapında orijinal olarak tarif edilen şekilde bugüne kadar gerçekleştirilen sagittal split osteotomiyi standart ve güvenli bir yöntem halinde sunarak oral ve maksillofasial cerrahide devrim yaratmıştır(5).(Şekil 2.5)

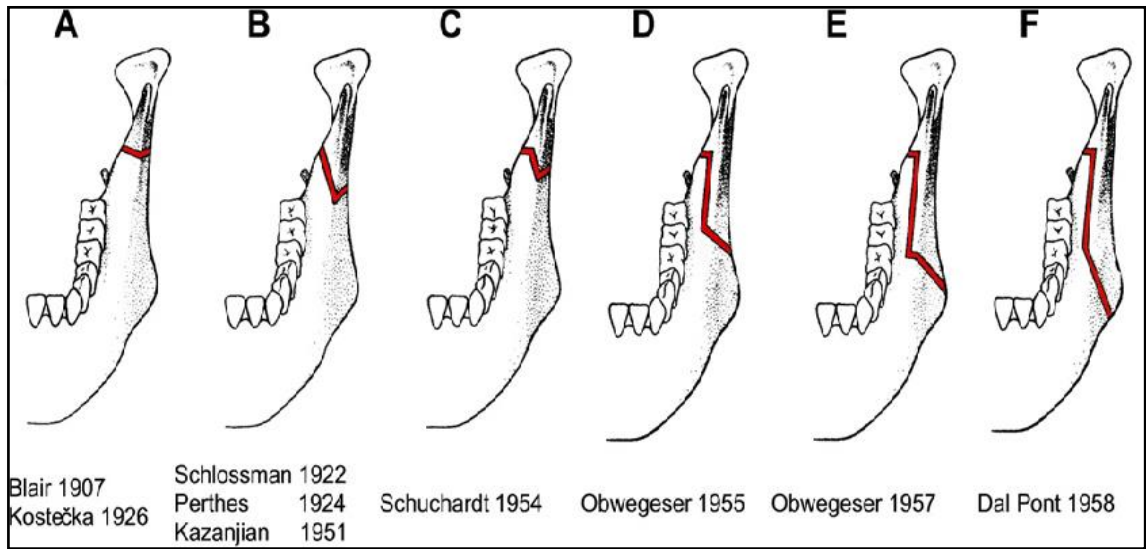


Şekil 2.5: Obwegeser ve Trauner 'in sagittal split ramus osteotomisi(6)

O zamandan beri, cerrahi kolaylığın geliştirilmesi, morbiditenin en aza indirilmesi ve cerrahi stabilitesinin en üst düzeye çıkarılması ile birlikte mandibular foramenin lingual pozisyonu, inferior alveolar sinir, mandibular 3. molar dişlerinin varlığı, ileri-geri

itme miktarı bilateral sagittal split osteotomisi tekniğinde değişikliklere neden olmuştur. Yöntem zamanla birçok modifikasyona uğramıştır(8). (Şekil 2.6)

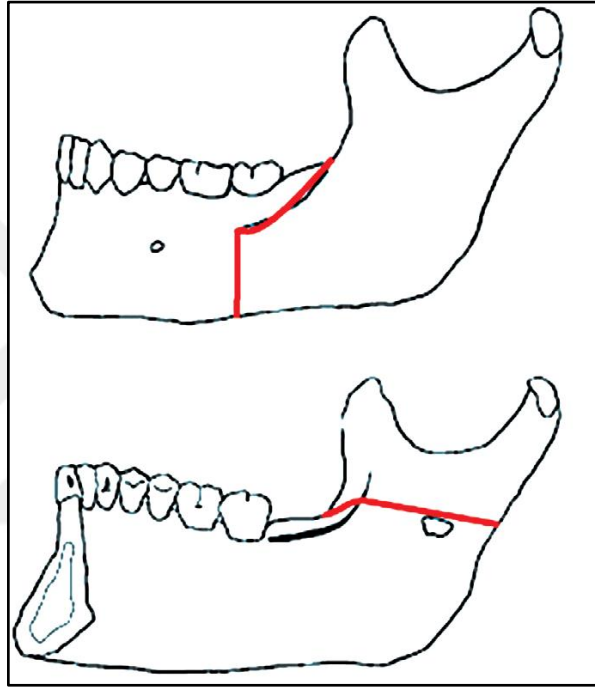
Osteotomi tasarımında ana değişiklikler Dal Pont tarafından yapılmıştır. 1961'de Dal Pont, lateraldeki horizontal osteotomiyi bukkal kortekste ikinci moların arkasından yapılan bir vertikal osteotomiyle değiştirmiştir. Bu modifikasyon ile daha az kas dokusu kaldırılarak, kemik segmentleri arasında daha geniş temas yüzeyleri elde edilebileceği gösterilmiştir(4).



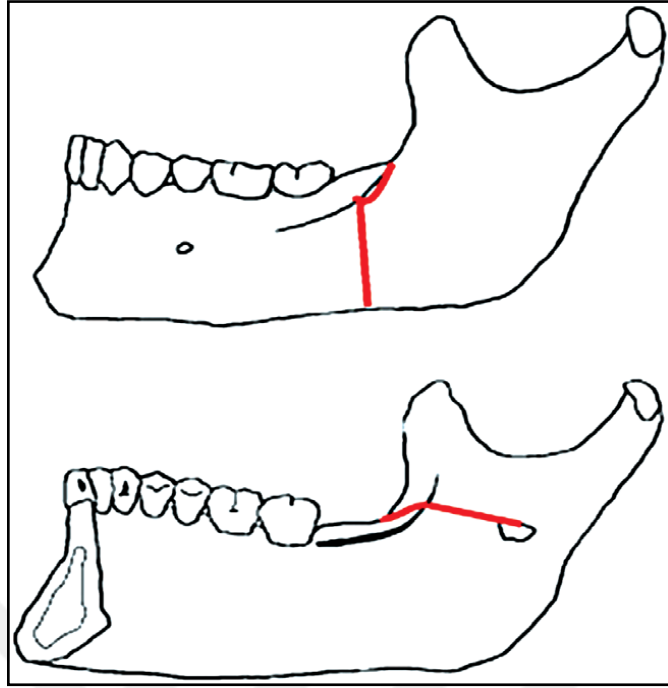
Şekil 2. 6: Mandibular osteotomilerin evrimi(6)

1968'de Hunsuck tekniği modifiye etmiş, yumuşak doku diseksiyonunu en aza indirmek için lingulayı çok az geçen daha kısa bir horizontal medial osteotomiyi savunmuştur. Anterior vertikal osteotomisi ise Dal Pont'unkiyle benzerdir. (Şekil 2.7, Şekil 2.8) Obwegeser'de olduğu gibi, oklüzal düzlemin seviyesinde yükselen ramusun anterior tarafına tek bir tel yerleştirilerek stabilizasyon sağlanmıştır. 1977'de Epker bir modifikasyon önermiştir. (Şekil 2.9) Bu modifikasyon, masseter kasının daha az kaldırılmasını önermektedir. Ramusun medialinde mukoza, lingula ve inferior alveolar nörovasküler band belirlenene kadar elevasyon gerçekleştirilir. Bu mukoza elevasyonunun ramusun posterior sınırına kadar uzatılması önerilmemiştir(2). Bu modifikasyonlar postoperatif şişliği, hemorajiyi ve nörovasküler banda olan müdahaleyi

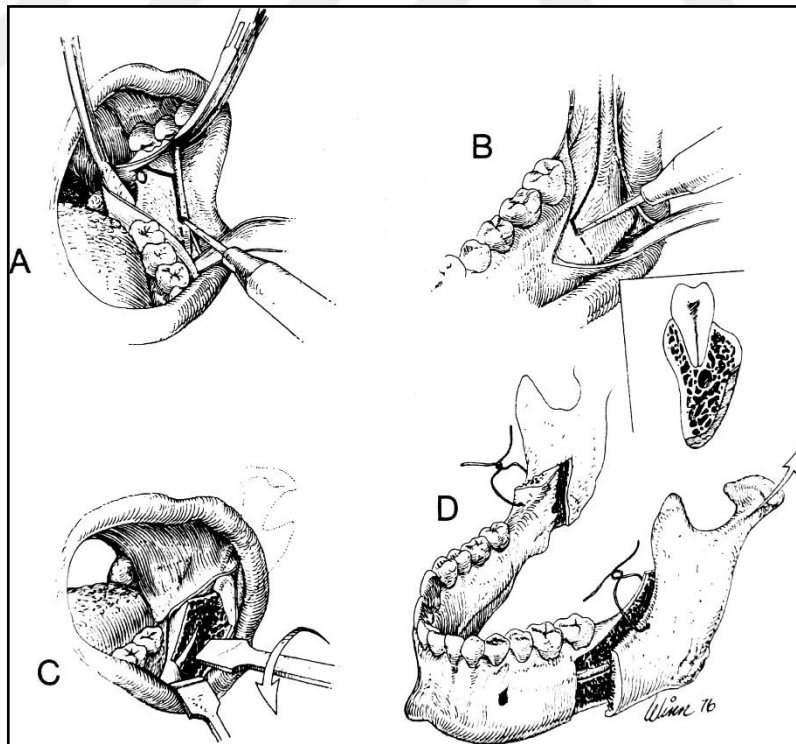
azaltmıştır. Masseter kasının daha az kaldırılması, proksimal segmentte vaskülarizasyonu artırarak kemik rezorpsiyonunu ve avasküler nekroz riskini azaltmıştır. Epker, proksimalde aşağı ve distalde ise yukarı her iki segmentin 2 tel ile stabilizasyonunu desteklemektedir. Ayrıca, Epker, orijinal Dal Pont tekniğinin bukkal kortikotomisini ayrıntılı olarak açıklayarak, istenmeyen ayrılmaları önlemek için mandibulanın alt korteksinde tam bir osteotomi ihtiyacını vurgulayarak düzeltmiştir(5, 16).



Şekil 2.7: Dal-Pont modifikasyonunun bukkal ve lingual kesi hatları(5)



Şekil 2.8: Hunsuck modifikasyonunun bukkal ve lingual kesi hatları (5)



Şekil 2.9: Epker modifikasyonunun bukkal ve lingual kesi hatları (2)

Aynı yıl, Bell ve Schendel (1977) pterygomasseterik askının olabildiğince az kaldırılmasıyla, intraosseöz iske mi ve proksimal segmentin nekrozunun büyük oranda azaldığını göstererek SSRO'nun biyolojik temellerini kurmuşlardır. Fakat günümüzde yaygın olarak uygulanan modifikasyonlar Obwegeser'in tanımladığı, Dal Pont ve Epker tarafından modifiye edilendir.

2.1.3. Sagittal Split Osteotomisinin Uygulandığı Klinik Olgular

2.1.3.1. Mandibular Yetersizlik (Retrognati)

Mandibula gelişiminin maksillaya göre yetersiz olduğu anomalidir. Bu durumda mandibuladaki dişler maksilladaki dişlerden daha geride pozisyonlanmaktadır. Bu anomali mandibulanın ileri alınmasıyla düzelmektedir(17).

2.1.3.2. Mandibular İleri İtim (Prognati)

Mandibulanın maksillaya göre daha büyük olduğu durumlara mandibular prognatizm denir. Bu durumda çene ucu daha belirgindir. Mandibulanın geriye alınmasıyla düzeltilebilmektedir(17).

2.1.3.3. Mandibular Asimetri

Asimetrik mandibula aşırı mandibular büyüme veya yetersiz mandibular büyümeden kaynaklanabilir. Mandibulanın bir tarafındaki aşırı büyüme, mandibulanın hangi kısımlarını kapsadığına bağlı olarak hemimandibular uzamaya veya hemimandibuler hipertrofiye yol açar(17).

2.1.4. Sagittal Split Ramus Osteotomisinde Cerrahi Teknik

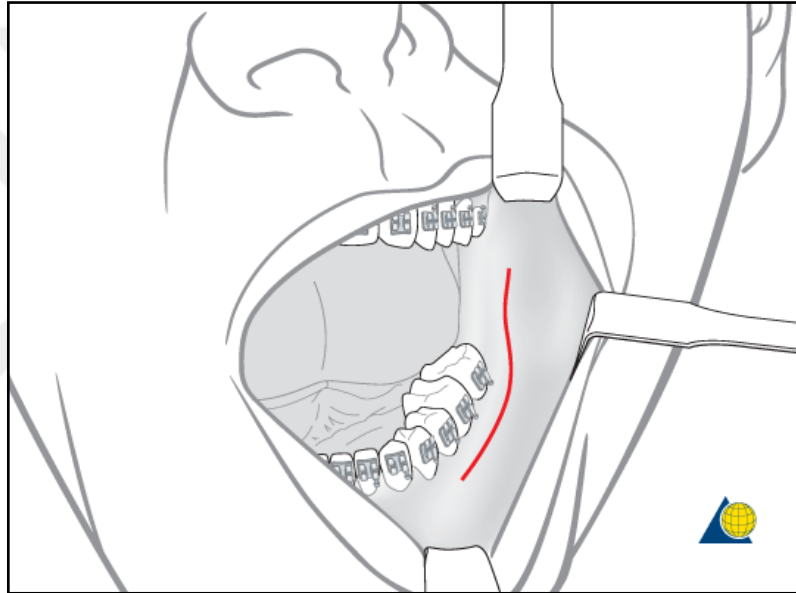
Bu osteotominin birden fazla modifikasyonu olduğu öne sürülmüştür, ancak bunların çoğu cerrahın bireysel tercihinin dayandığıdır.

SSRO cerrahi aşamaları şu şekildedir:

Rahat çalışabilmeye olanak sağlamak amacıyla çeneler olabildiğince geniş açılarak ağız açacağı ile desteklenir(18).

Ramusun bukkal ve lingualindeki yumuşak dokulara ve mandibula gövdesine komşu olan dokulara, vazokonstriktör içeren bir lokal anestezi solüsyonu enjekte edilir.

İnsizyon, eksternal oblik sırt boyunca, yükselen ramusun ortasından başlayarak aşağıya doğru devam eder ve birinci molar dişin bukkalinde sonlandırılır. İnsizyon, dişlerin fiksasyonunda flebin kolayca kapatılmasına izin verecek kadar lateralde konumlandırılmalıdır. İnsizyon kapatılırken kolaylık olması açısından flebin ön kenarı, birinci moların gingival marjinine yapışık olan alveoler mukoperiost, geniş olacak şekilde bırakılmalıdır(16, 18). (Şekil 2.10)



Şekil 2.10: Mukoza insizyonu

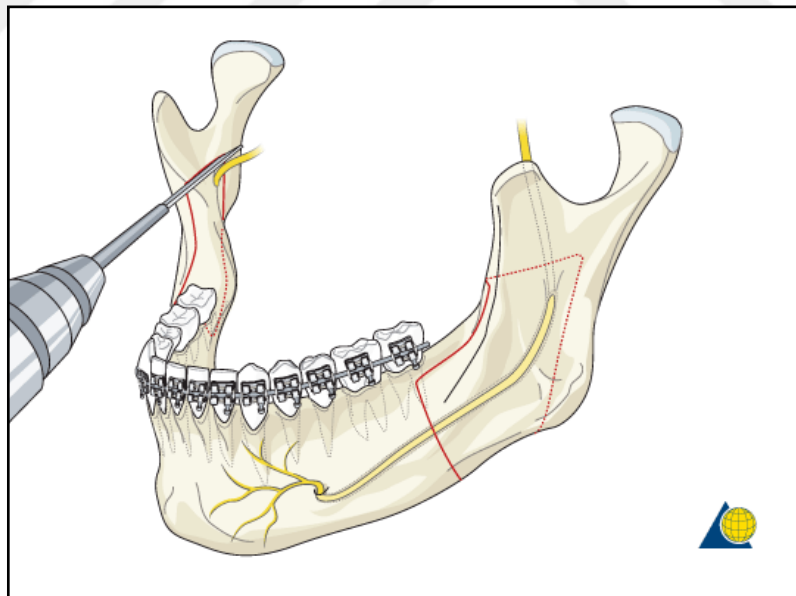
Periost sıyrılarak mandibulanın lateral korteksi, alt sınırına kadar açığa çıkarılır. Posteriordaki açığa çıkarılan alan proksimal segmentin kan desteğini korumak için angulusun hemen önündeki antegonial çentikte sonlandırılır. Periost retromolar alandan dikey ramusun anterior sınırına kadar eleve edilirken asisteye yardımcı olmak için lateral kanal retraktörü yerleştirilebilir(16).

Ramusun mediali, kondil başının ön kısmına ve inferior alveolar sinire dikkat edilerek lingulayı açıkta bırakacak şekilde periost eleve edilerek açığa çıkarılmalıdır. Periost elevasyonu, osteotomi bölgesinin daha iyi bir şekilde görülmesini sağlamak için internal oblik hat boyunca ikinci moların distaline kadar uzatılabilir. Burada lingual sinire

dikkat edilmelidir. Hunsuck ve Epker modifikasyonu uygulanacaksa medial bölgedeki mukozanın vertikal ramusun posterior sınırına kadar eleve edilmemesi gerektiğine dikkat edilmelidir(2, 16).

Osteotomiye, dikey ramusun medial korteksinden posteriorda bir noktadan başlayarak lingulanın üzerinden anteriora uzanan yatay bir kemik osteotomisi yapılarak başlanır. Ramusun ön yüzünden mandibula gövdesinin üst yüzüne doğru ilerler ve son olarak lateral kortikal kemikten aşağı doğru uzatılır. Osteotomiler kortikal kemikten daha derine ilerletilmemelidir(5, 17).

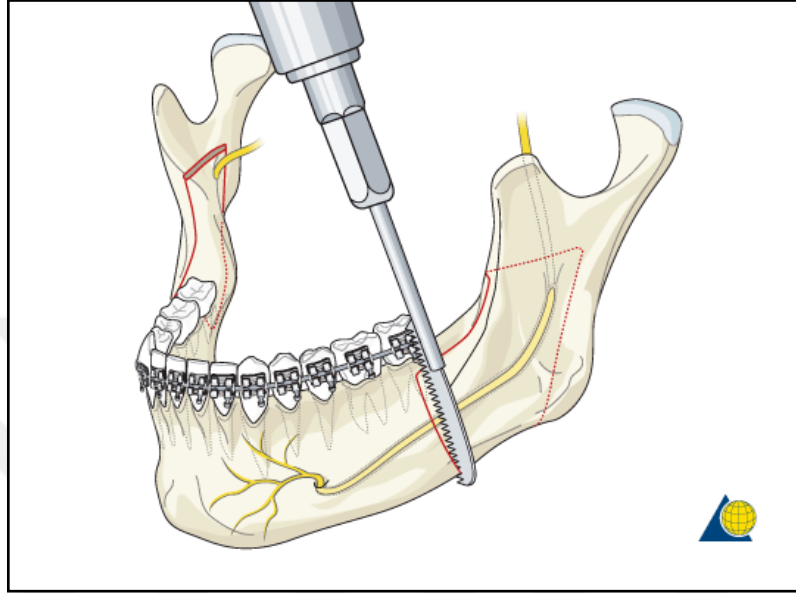
Ramusun iç korteksinde başlayacak olan horizontal osteotominin doğru yerini belirlemek önemlidir; bu osteotomi sigmoid çentik ile nörovasküler bandın giriş yerinin tam ortasından yapılmalıdır. (Şekil 2.11) Osteotomi esnasında yumuşak dokuları korumak için geniş ve büyük ekartörler kullanılır. Bazen bu horizontal osteotomi seviyesinde bukkal ve lingual korteksler arasında belirgin bir kansellöz kemik dokusu bulunmayabilir(16).



Şekil 2.11: Lingual osteotomi

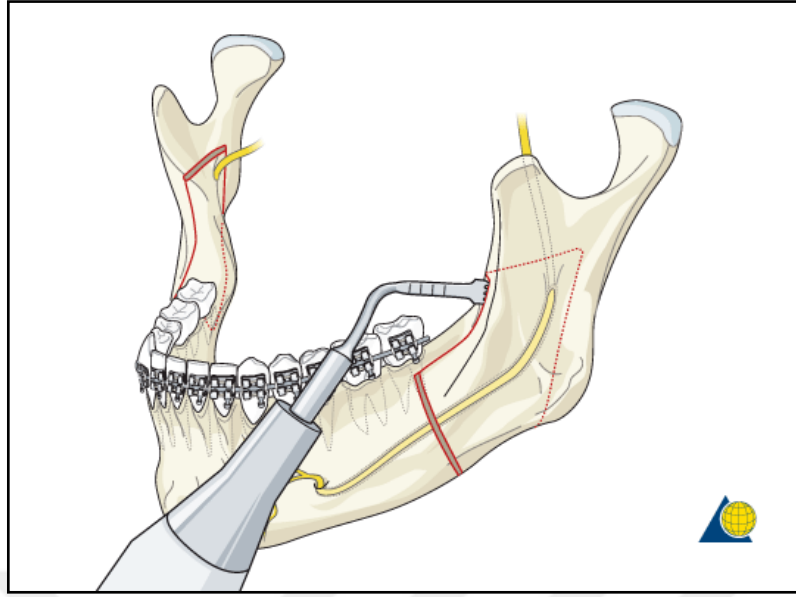
Vertikal osteotomi lateral kortikal kemikte mandibulanın alt kenarı ile 90° açı yapacak şekilde oluşturulmalıdır. Birinci ve ikinci molar dişlerin arasından yapılır. (Şekil 2.12) İkinci molar dişin aşağısındaki kortikal kemik nörovasküler bandı koruyacak

kalınlıktadır. Buna rağmen, nörovasküler band kortikal kemiğin hemen altındadır, bu nedenle osteotomi sadece kortikal kemik boyunca devam etmelidir. Vertikal osteotomi kansellöz kemiğe kadar yapılmalıdır, daha fazla derinleştirilmemelidir(16, 17).



Şekil 2.12: Lateral yüzeydeki vertikal osteotomi

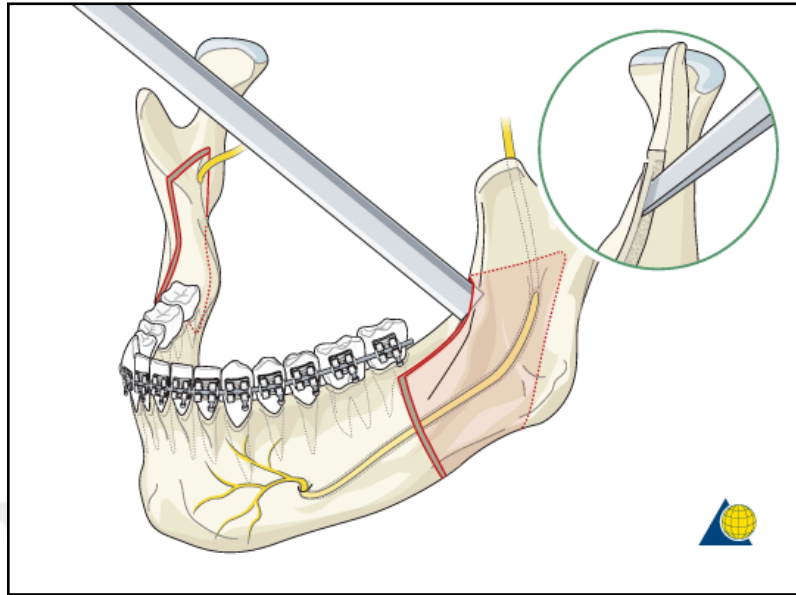
Vertikal ve horizontal kortikal osteotomiler, vertikal ramusun anterior sınırından başlayarak ve eksternal oblik sırtın içinden aşağı doğru devam ederek birleştirilir. (Şekil 2.13) Mümkün olduğunca, osteotomi kansellöz kemiğin içine kadar yapılmalıdır, özellikle kansellöz kemik bulunmadığında bağlantının üst noktası mümkün olduğunca derinleştirilmelidir. Bu, medial korteksin istenmeyen kırılma olasılığını en aza indirecektir(17).



Şekil 2.13: Sagittal osteotomi

Gömülü bir üçüncü molar varsa ve ameliyat sırasında çıkarılması planlanmışsa, komplikasyona neden olabilir. Mandibular üçüncü molar dişlerinin cerrahiye daha zor hale getirebildiğinden, SSRO'dan daha önce çıkarılması planlanmasının genellikle daha doğru olduğu düşünülmektedir. Gömülü diş varlığı; split(ayrılma) işlemini zorlaştırır, bukkal ve lingual kortikal tabakalarda kırıklara neden olur, bikortikal vidalarla rijit fiksasyonu zorlaştırır(16, 19).

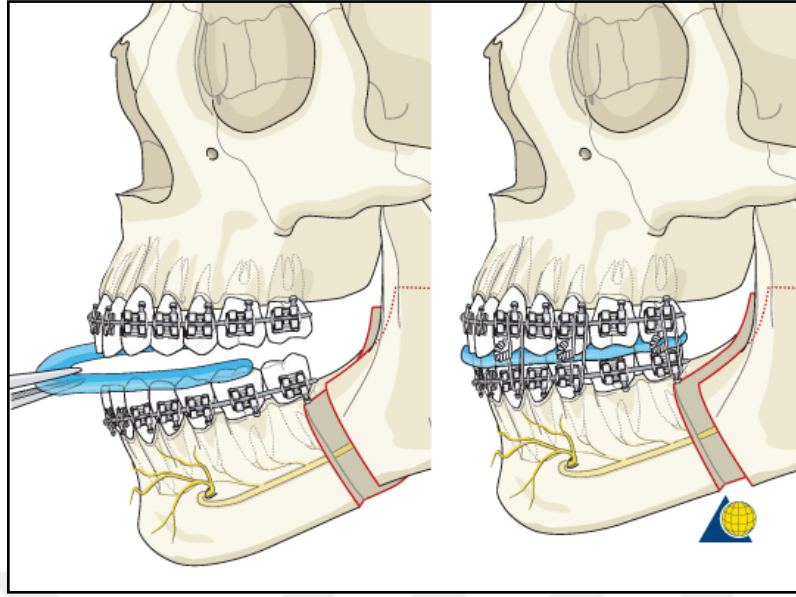
Dar ve ince osteotom ramusun medial korteksindeki horizontal osteotomi boyunca ilerletilir ve yönlendirilir, böylece bukkal korteksin lingual korteksten split(ayrılma) işlemi başlamış olur. Daha sonra ramusun anterior sınırından aşağı doğru ilerler ve ramusun gövdesi boyunca osteotomiyi mandibulanın alt sınırına kadar takip eder. (Şekil 2.14) Genel olarak hareket vertikal osteotomi boyunca başlatılır ve arkaya doğru dikkatlice uzatılır. Osteotom kortikal kemiğin hemen altında tutulmalıdır. Bu cerrahinin çok önemli bir adımıdır. Operasyonun bu aşamasında inferior alveolar sinire herhangi bir zarar vermemek için dikkatli bir şekilde uygulanmalıdır. Medial korteks boyunca posterior split yapıldığında, splitin mylohyoid fossa arkasına ve kondil boyununun başlangıcına ilerlemesini önlemek için dikkatli olunmalıdır. Sabit orta basınç, kemiği yavaşça ayırır. Split hızı genellikle kemiğin esnekliğine bağlı olarak değişir. Yaşlı hastalarda kemik elastitesi azaldığından split, daha hızlı gerçekleşir(16, 17).



Şekil 2.14: Osteotom aracılığıyla split işleminin gerçekleştirilmesi

Proksimal segmente yapışık olan medial pterygoid kas liflerinin bir kısmı, segmentler arası hareket kolaylığı sağlamak için sıyrılır(16). Kondilin istenmeyen yer değiştirmesini önlemek için tüm kemik temasları proksimal veya distal segmentten uzaklaştırılır(17).

Karşı taraf da split edildikten sonra mandibula yeni pozisyonuna getirilir ve intermaksiller fiksasyon (IMF) ile sabitlenir. Cerrahi öncesi model cerrahisine bağlı olarak, mandibulanın maksilla ile doğru pozisyonunu sağlamak için bir oklüzal splintin kullanılması tercih edilir. (Şekil 2.15)



Şekil 2.15: Cerrahi oklüzal splint uygulanması

Oklüzal stabilizasyonun ardından kemik fiksasyonu yapılır. Geçmişte osteosentez ramusun üst sınırına, alt sınırına ya da ramusun gövdesinin saran teller ile elde edilirdi. Günümüzde bu yöntem rutinde kullanılmaya uygun değildir ve artık fiksasyon için çeşitli teknikler mevcuttur.

Vida fiksasyonu, lag veya pozisyonel vida tekniği ile ekstraoral veya transoral olarak yapılabilir. Stabilizasyon genellikle iki veya üç bikortikal vida ile elde edilir. Lag vidalar, proksimal fragmanı distal fragmana sıkıca sabitlemek için kullanılır. Osteotomi segmentlerinin stabilize edilmesi için her iki kortekse tutunan pozisyon vidası veya bikortikal vida önerilmiştir(16).

Miniplak; genellikle, 2.0 mm çapında 4 delikli mini plak ile osteotominin her iki segmentine 2 monokortikal vida fiksasyonu yeterince stabildir.

Rezorbe olabilen sistemler; polilaktik asit ya da poliglikolik asit kopolimerlerinden üretilen rezorbe olabilen fiksasyon sistemleri günümüzde kullanılmaktadır.

Kemik fiksasyonundan sonra IMF açılarak kontrol edilir.

Trokar için ciltte osteotomi yapılmış ise cilt 6/0 prolene ile dikilir.

İşlem bölgesi irriga edilir ve 3/0 rezorbe sütürlerle dikilir.

2.2. Kemik İyileşmesi

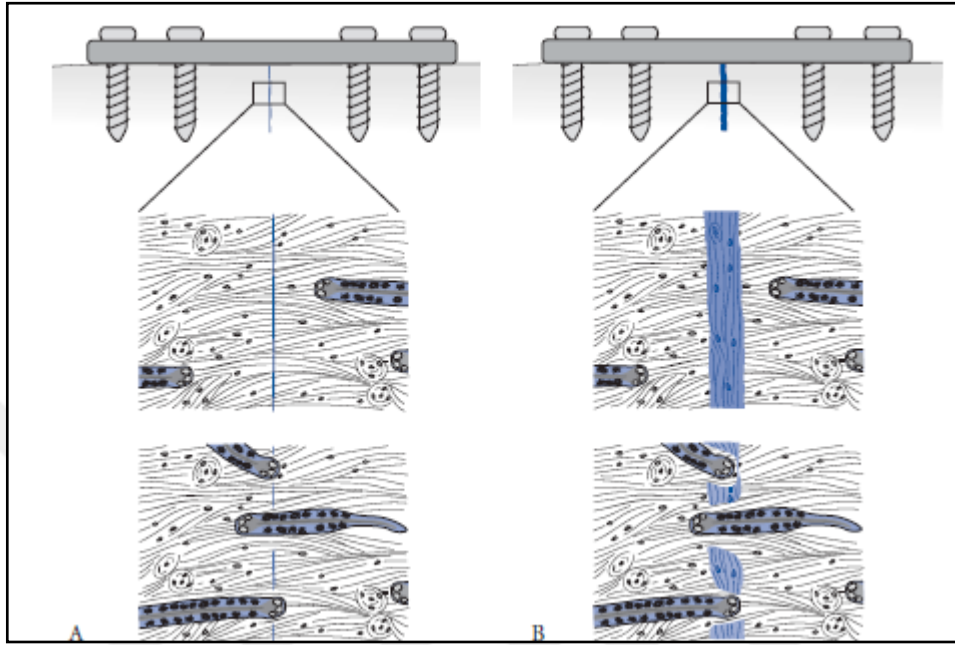
2.2.1. Primer Kemik İyileşmesi (Doğrudan Kemik İyileşmesi)

Doğrudan iyileşme, kırık iyileşmesinin doğal sürecinde yaygın olarak meydana gelmez. Bu iyileşmede, herhangi bir boşluk bulunmaksızın kırık uçlarının anatomik olarak doğru konumlandırılması ve stabil bir fiksasyon sağlanması gereklidir. Bununla birlikte, bu tip bir iyileşme genellikle açık redüksiyon ve internal fiksasyon cerrahisi sonrası elde edilmek istenen ana hedefdir. Bu gereksinimler elde edildiğinde, doğrudan kemik iyileşmesi; lamellar kemiğin, Haversian kanallarının ve kan damarlarının yeniden şekillenmesiyle meydana gelebilir.

Primer kırık iyileşmesi, temas (kontak) iyileşmesi veya boşluk (gap) iyileşmesi bir lameller kemik yapısını direkt olarak yeniden inşa eder. Direkt kemik iyileşmesi, sadece kırık parçalarının anatomik pozisyonu ile birlikte rijit bir fiksasyon sağlandığında ve fragmanlar arası gerinimde önemli bir azalma ile sonuçlandığında oluşabilir. Korteksin bir tarafındaki kemik, mekanik devamlılığı yeniden oluşturmak için korteksin diğer tarafındaki kemikle birleşmelidir(20). Parçalar arasında minimum mesafe olduğunda ve fragmanlar rijit olarak sabitlendiğinde, bir parçadan osteoklastlar kırılma aralığına ve karşı parçanın içine doğru girinti yaparlar. Arkasından yeni kemik bırakmaya başlayan fibrovasküler doku ve osteoblastlar gelir. Olgunlaşma ile bunlar yeni Haversian kanalları haline gelir(16). Yeniden kurulan Haversian sistemleri, osteoblastik öncüleri taşıyan kan damarlarının penetrasyonunu sağlar. Köprü osteonları daha sonra periosteal kallus oluşmadan lamellar kemiğe doğrudan yeniden şekillenerek olgunlaşır ve kırık iyileşmesini sağlar(20). Bu süreç temas iyileşmesi olarak adlandırılır.

Boşluk iyileşmesi temas iyileşmesinden farklıdır; bu iyileşme türünde kemik birleşmesi ve Haversian sisteminin yeniden şekillenmesi aynı anda gerçekleşmez. Stabil koşullar ve anatomik bir pozisyon elde edilirse, aradaki boşluk 1 mm'ye kadar olmasına rağmen iyileşme gerçekleşir. Bu süreçte, kırık bölgesi esas olarak, uzun eksene dik olan lamellar kemik ile dolar. Birincil kemik yapısı, boşluğun her bir yüzeyinde lameller kemik üreten ve osteoblastlara diferansiye olan osteoprogenitör hücrelerini taşıyan revaskülarize osteonlarla zamanla yer değiştirir. Bununla birlikte, bu lamellar kemik, uzun eksene dik olarak yerleşmiştir ve mekanik olarak zayıftır. Bu başlangıç işlemi

yaklaşık 4 ve 8 hafta sürer, bundan sonra temas iyileşme sürecine benzeyen ikincil bir yeniden biçimlendirme gerçekleşir(20). (Şekil 2.16)



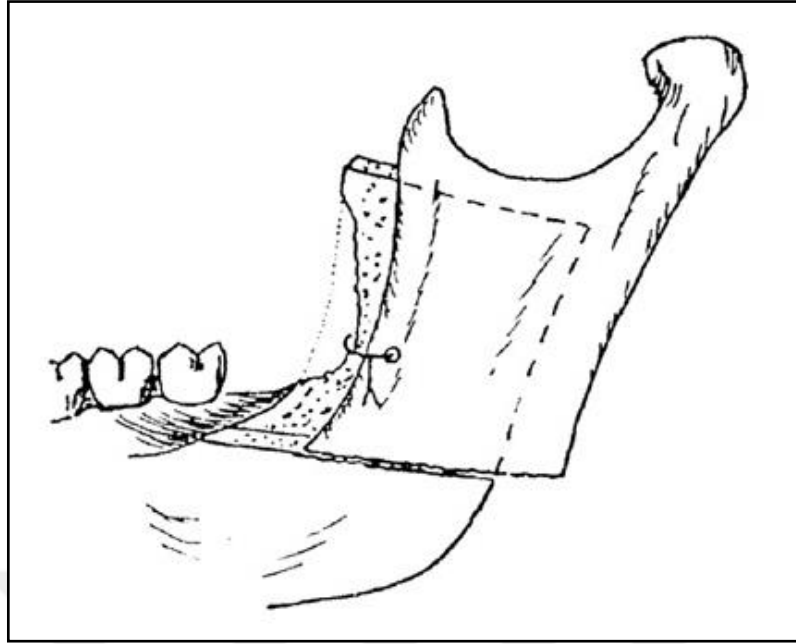
Şekil 2.16: Primer kemik iyileşmesi A.kontak iyileşmesi B:boşluk iyileşmesi(16)

2.2.2 Sekonder Kemik İyileşmesi (Dolaylı Kemik İyileşmesi)

Dolaylı (sekonder) kırık iyileşmesi en sık görülen kırık iyileşme şeklidir ve hem endokondral hem de intramembranöz kemik iyileşmesinden oluşur. Anatomik redüksiyon veya rijit şartlar gerektirmez. Bununla birlikte, çok fazla hareket ve/ veya yükün gecikmiş iyileşme veya hatta birleşmemeye sonuçlandığı bilinmektedir. Dolaylı kemik iyileşmesi tipik olarak non-operatif kırık tedavisinde ve intramedüller çivileme, eksternal fiksasyon veya komplike parçalanmış kırıkların internal fiksasyonu gibi kırık bölgesinde bazı hareketlerin meydana geldiği bazı operasyon tedavilerinde ortaya çıkar(20).

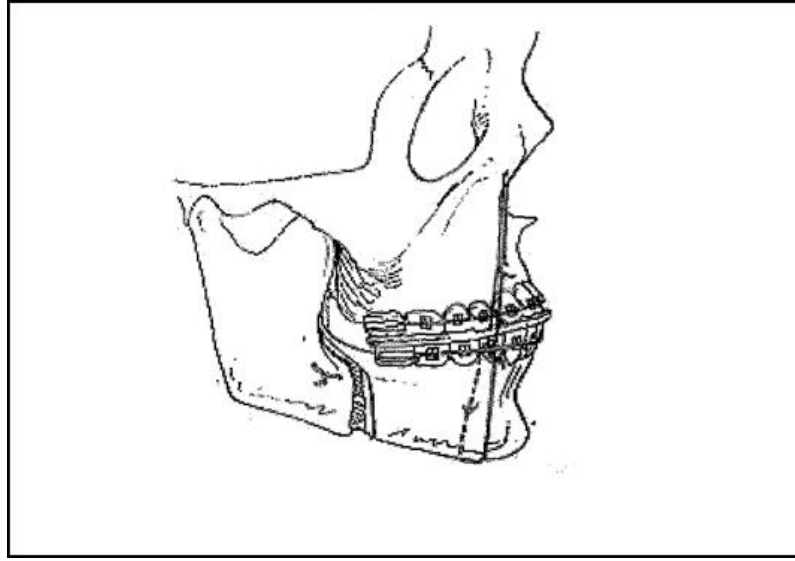
2.3. Fiksasyon Yöntemleri

Tekniği ya da amacı ne olursa olsun, bir osteotominin stabilitesi oklüzyon ve fonksiyona etkisiyle değerlendirilir. SSRO osteosentezi için ilk olarak tel fiksasyonu ve IMF kullanılmıştır. (Şekil 2.17)

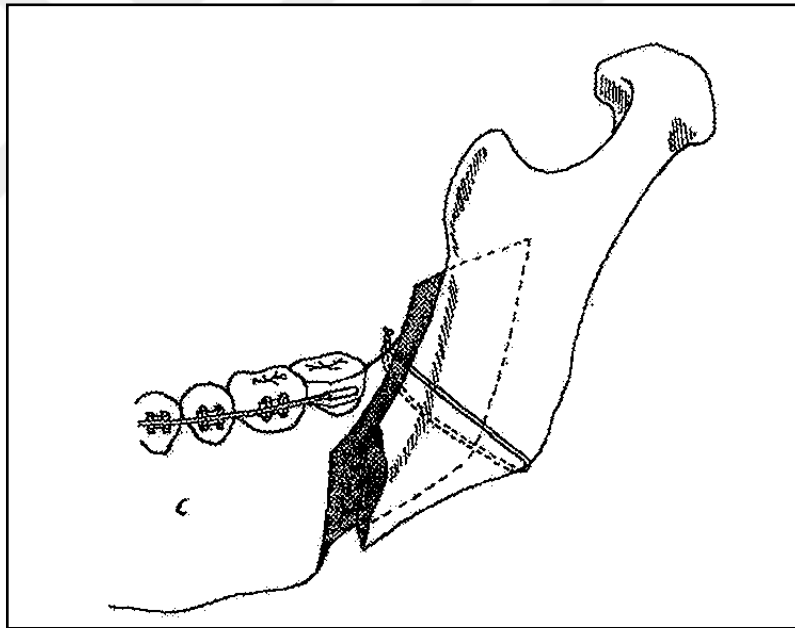


Şekil 2.17: Tel fiksasyonu

1973'te, hem cerrahlar hem de ortodontistler tel ile fiksasyonun iskeletsel nüksü önlemediğinin farkına varmışlardır. Çok sayıda yazar, SSRO'da tel fiksasyonu ile % 20-50 arasında iskeletsel nüks olduğunu bildirmişlerdir. Bu nedenle, iskeletsel nüksü en aza indirmek için priform rimden geçerek premolar ve molar bölgeye telle çevresel bağlama (Şekil 2.18), mandibulanın alt ve üst sınırlarından telle bağlama, angulustan sirkummandibular bağlama (Şekil 2.19) gibi alternatif fiksasyon teknikleri geliştirilmiştir(21).



Şekil 2.18: Piriform rimden geçen sirkummandibular bağlama

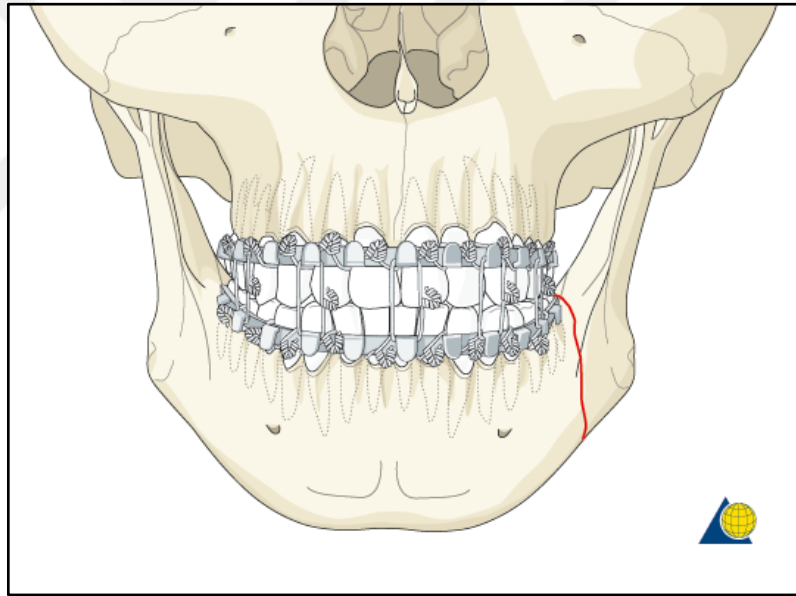


Şekil 2.19: Sirkummandibular bağlama

Sagittal split ramus osteotomisinin (SSRO) fiksasyonu için en yaygın kullanılan teknikler bikortikal vidalar (lag ve pozisyonel olarak) ve monokortikal vidalarla birlikte miniplaklardır(9, 22, 23). SSRO'da lag vidalarının kullanımına dayanan rijit fiksasyon tekniği ilk olarak Spiessl tarafından tanıtılmıştır(24). Spiessl, 1974 yılında kemik fragmanlarını yaklaştırmak için 2.7 mm çapında 3 adet lag vida kullanarak rijit fiksasyonu

tanımlamasına rağmen, bu teknik 1980'lere kadar popülerlik kazanmamıştır(25). Rijit internal fiksasyon (RIF) sistemlerinin uygulanması, ortognatik cerrahinin öngörülebilirliğini geliştirdiği ve özellikle sadece çelik tel kullanılan fiksasyon yöntemi ile karşılaştırıldığında daha avantajlı bir yaklaşım olduğu birçok araştırmacı tarafından kabul görmüştür(7, 26).

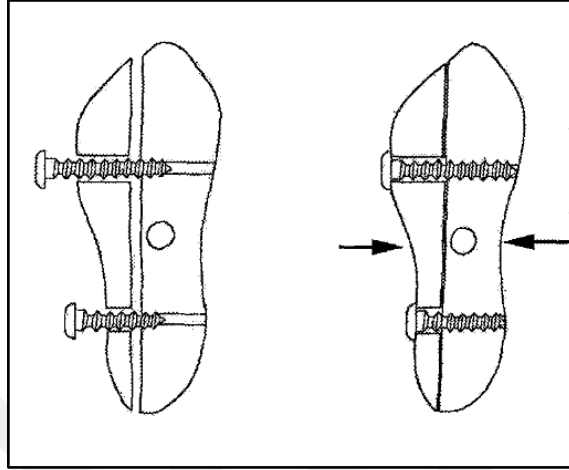
Rijit internal fiksasyon iskeletsel stabilite, hızlı kemik iyileşmesi, mandibular fonksiyonun erken iyileşmesi ve daha kolay hava yolu bakımı sağlar(1, 8, 25). RIF osteosentezi, IMF (Şekil 2.20) için gereken zamanı ve IMF ihtiyacını azaltır. IMF sırasında; hava yolunun kısıtlanması ve bununla ilgili akciğer sorunları, yetersiz beslenmeye bağlı kilo kaybı, temporomandibuler eklemden ankiloz ve hasta memnuniyetsizliği ortaya çıkabilecek önemli sorunlardır(1, 23).



Şekil 2.20: İntermaksiller fiksasyon (IMF)

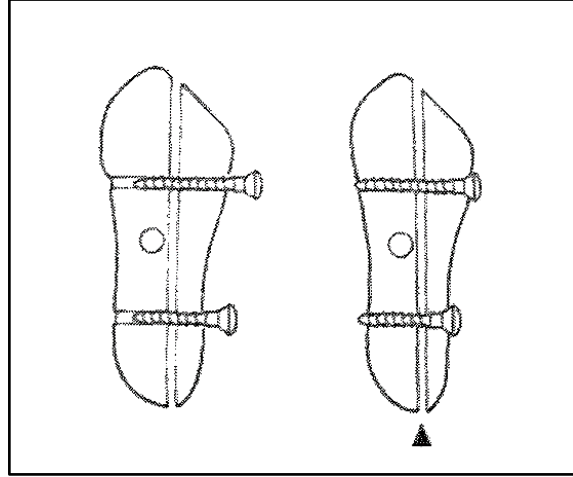
Lag vidalar, sadece distal ucunda yivleri olan ve proksimal fragmanı distal fragmana sıkıca sabitlemek için kullanılan vidalardır. (Şekil 2.21) Osteotomi bölgesindeki kompresyonun, osteotominin iyileşmesini hızlandırmak ve mandibula stabilitesini sağlamak için önemli olduğu düşünülmektedir(16). Vidaların lag olarak yerleştirilmesi, vida başı sadece bukkal korteksi sıkıştırırken vida dişi sadece lingual korteksi birleştirir, kemik segmentlerinin pasif temas halinde olmaması durumunda

kondilin yer değiştirmesine neden olabilir. Proksimal segment, kondil torkunu önlemek için fossaya çok dikkatli bir şekilde yerleştirilmelidir. Segmentler arasında boşluk mevcut ise lag vidalar yerine pozisyonel vidalar kullanılmalıdır(17).



Şekil 2.21: Lag vidanın yerleştirilmesi

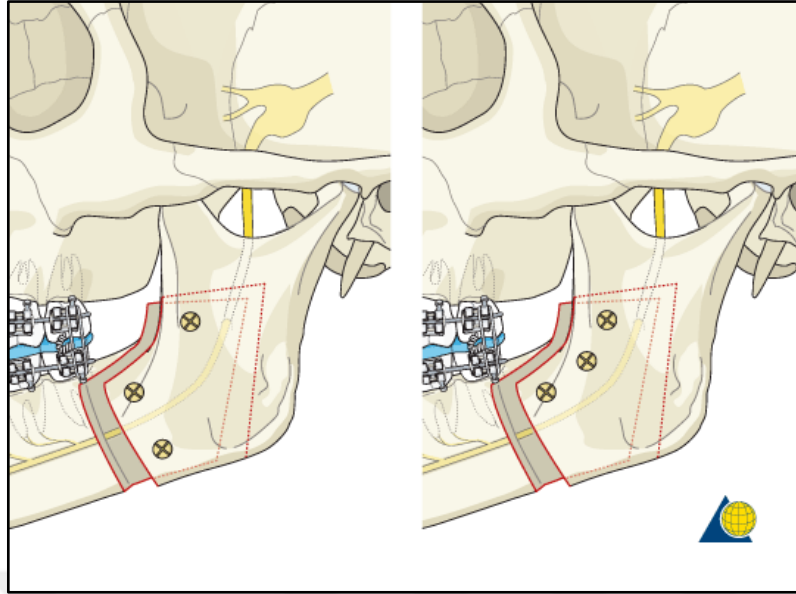
Pozisyonel vida, proksimal ve distal segmentler arasında meydana gelebilecek boşlukların devamlılığını sağlar, iki parçayı birlikte sıkıştırmak için hiçbir çaba sarf edilmez(16). (Şekil 2.22) Pozisyonel vidalar proksimal ve distal segmentlere bağlanır. Vida sıkıştırıldığında kompresyon olmadığından segmentlerde veya kondilde herhangi bir yer değişikliği olmaz. Pozisyonel vida tekniğinin dezavantajı, vidalar yerleştirilirken, segmentler doğru şekilde hizalanmazsa, birbirlerinden uzaklaşabilirler. Bazı durumlarda, lag vida ve pozisyonel vida teknikleri aynı hastada kullanılabilir(17).



Şekil 2.22: Pozisyonel vidaların yerleştirilmesi

Lag veya pozisyonel vida fiksasyon teknikleri ekstraoral veya intraoral olarak uygulanabilir(17). Ekstraoral yani transkütanöz yaklaşımın dezavantajı ciltte insizyon izi oluşturabilmesidir(25). İntraoral yaklaşımda cilt insizyonu yapılmaması en büyük avantajdır. Araştırmacılar uzun kemiklerdeki oblik kırık hatlarına yerleştirilecek vidaların, farklı yükler altında optimal direnç gösterebildikleri açıldırmaayı araştırmışlardır. Vidalar, kırık düzlemine dik olarak yerleştirildiğinde, yüke en uygun direncin elde edildiği sonucuna varılmıştır(24). Uçkan ve ark. 2001 yılında yayınladıkları çalışmada, açılı (60°) ve dik (90°) yerleştirilen vidalarla elde edilen stabilite arasında herhangi bir anlamlı farklılık gösterememişlerdir(24).Ters L konfigürasyonunda pozisyonel vidaların dikey olarak yerleştirilmesi, biyomekanik deneylerin çoğunda diğer fiksasyon yöntemleri ile karşılaştırıldığında “altın standart” olarak kabul edilmiştir(27, 28).

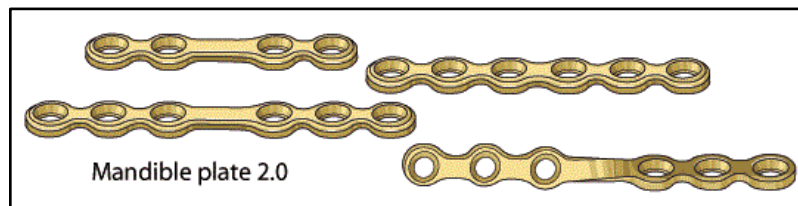
Bikortikal vida pozisyonlandırılması için bir çok farklı yerleştirme modelleri ve teknikleri kullanılmıştır. En yaygın olarak kullanılan ters-L pozisyonu veya üst sınıra paralel 3 adet vida yerleştirilmesidir(28-31). (Şekil 2.23) Bikortikal vidaların çeşitli çapları ve boyları mevcuttur. Stabilite açısından değerlendirildiğinde çaplar arasında anlamlı bir fark olmadığı ve hasta konforu açısından küçük çaplı vidaların kullanılmasının yeterli ve uygun olacağı bildirilmiştir(30, 32).



Şekil 2.23: Bikortikal vida yerleştirme pozisyonları

Fiksasyon, osteotomiye bir plak ile köprüleyerek gerçekleştirilebilir. Sagittal split osteotomilerinden sonra mini plaklar ve monokortikal vidalar yaygın olarak kullanılmaktadır. (Şekil 2.24) Birçok araştırmacı stabilite, relaps riski, alveolar sinir hasarı ve monokortikal osteosentez sonrası temporomandibular eklem (TME) değişimlerini değerlendiren çalışmalar yapmışlardır. Bu çalışmalar sonucunda monokortikal fiksasyonun bikortikal fiksasyona göre avantajları olduğu belirtilmiştir(33-35). Bundan dolayı monokortikal vida sistemi bikortikal vida sistemine tercih edilmektedir(35).

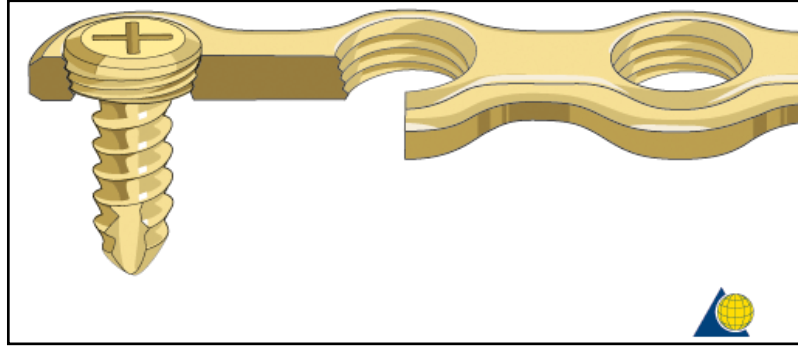
Çeşitli uzunluktaki ve delik sayısındaki mini plaklar kemiğin sadece dış korteksinde vidalanır. Genellikle, kırığın her iki tarafına iki vida ile birlikte dört delikli kemik plağı sabit fiksasyon için yeterlidir(17). Mini plaklar ile elde edilen osteosentez kompresyon değil adaptasyon osteosentezidir(36).



Şekil 2.24: Standart titanyum mini plaklar

Monokortikal mini plak osteosentezi ilk olarak Michelet ve ark. tarafından tanımlanmış ve daha sonra Champy ve ark. tarafından değiştirilmiş ve popüler hale getirilmiştir(5). Michelet ve ark. maksilla veya mandibula kırıklarının ve osteotomilerinin redüksiyonu ve immobilizasyonu için minyatürize vityum vidalı plakların kullanımından bahsetmiştir(37). Daha sonra Champy mandibulanın osteosentez tekniğini modifiye etmiştir(38). SSRO'da ilk olarak Luhr ve ark. proksimal ve distal segmentlerin rijit fiksasyonu için intraoral olarak uygulanan mini plak kullanımından bahsetmişlerdir(33). Daha sonrasında McDonald ve Rubens SSRO'da monokortikal vida fiksasyonu ile mini plak kullanımı ile ilgili çalışmalar yayınlamışlardır(33).

Standart mini plak sistemlerinin en önemli dezavantajı, segmentlerin hizalanmasındaki değişiklikleri ve oklüzal ilişkideki değişiklikleri önlemek için mini plağın altındaki kemiğe mükemmel şekilde adapte olması gerektiğidir(39). Mini plak osteosentezinin dezavantajlarını geliştirmek için yeni bir mini kilitli plak sistemi geliştirilmiştir(11, 40). Kilitli plaklar, vidayı plağa kilitleyerek sağladığı stabilite ile internal fiksator görevi görmektedir(39). (Şekil 2.25) Kilitli plakların standart plak sistemlerine karşı; vida kaybı veya gevşemesinin olmaması, daha iyi fiksasyon ve stabilitenin olması, plağı kemiğe adapte etmek için daha az hasssiyet gereksinimi ve oklüzyonda daha az değişiklik gibi teorik avantajları vardır. Standart plak sistemlerinde, vida başı ile plak arasında pasif bir ilişki mevcut iken kilitli sistemlerde, vida başında plağa kilitlenecek yivler vardır. Vida sonuna kadar sıkıldığında, vida başı plağa kilitlenmiş olur. Böylece plak kemiğe aşırı bir baskı uygulamadan kolaylıkla adapte olmaktadır. Oysa ki standart plak sistemlerinde vida ile plak arasındaki yüksek sürtünme kuvveti ile plak stabilizasyonu sağlanmaktadır. Bu da vida ile kemik arasında oluşabilecek minimal bir gevşemenin dahi plak stabilizasyonunda ve primer stabilizasyonda ciddi problemlere neden olabilir. Kilitli plak sisteminde plak üzerindeki vidaların gevşeme ihtimalleri düşüktür. Bu avantaj sayesinde özellikle kalitesiz kemik varlığında kemik içi boşluklara veya kırık hattına yerleştirilen vidaların stabilizasyonunu sağlayarak gevşemelerini önler. Gevşek fiksasyonun bir enflamatuvar yanıtı başlattığı ve enfeksiyonu teşvik ettiği bilinmektedir. Kilitli plak sistemleri uygulandıkları yerdeki kemiğe, standart plak sistemlerine göre daha az basınç uyguladıkları için lokal olarak kemiğin vasküler desteğini daha az engellerler. Böylelikle vidaları çevreleyen kemik dokusunda, aşırı basınç kaynaklı nekrozların sebep olduğu plak kayıpları önlenir(11, 39-41).



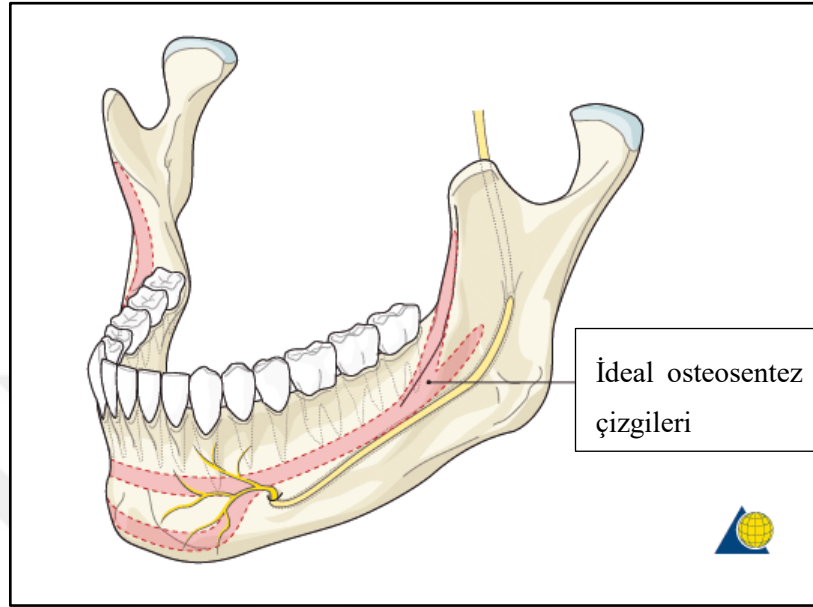
Şekil 2.25: Kilitli mini plak sistemi

Mandibula kırıklarının tedavisinde kilitli rekonstrüksiyon plak sistemlerinin tanıtımı diğer plak sistemlerine göre bazı avantajlar sağladığı araştırmacılar tarafından bildirilmiştir(39). 2000’li yılların başından itibaren 2 mm kalınlığında olan kilitli mini plaklar kullanılmaya başlanmıştır(11, 41). Her ne kadar geleneksel sistemle vidaların açılı olarak yerleştirilmesi mümkün olsa da, kilitli mini plak sisteminde vidaların plağa dik bir açı ile yerleştirilmesi gerekmektedir. Bu sistemde vidanın plaktaki deliğin tam ortasına yerleşebilmesi için bir delici (drill) kılavuzuna ihtiyaç duyulur(42).

Hibrit teknik ilk kez Schwartz ve Relle (1996) tarafından önerilmiştir. Bu fiksasyon yöntemi bikortikal ve monokortikal fiksasyonun avantajlarını birleştirir(43). Brasileiro ve arkadaşları(9), bu yöntemi ve avantajlarını ayrıntılı bir şekilde tanımlamışlardır. Proksimal segment ve distal segment mini plak ve monokortikal vidalar kullanılarak sabitlenmektedir. Daha sonra retromolar bölgede tek bikortikal vida ile ek fiksasyon yapılır. Retromolar bölgedeki kemik kalitesi ve genişliği mükemmeldir ve intraoral bir yaklaşım kullanılabilir, bu yüzden bikortikal vidaların en çok tavsiye edilen fiksasyon pozisyonudur(30).

Rijit fiksasyonun tanıtılmasından günümüze kadar mini plak ve vidaların nereye konumlandırılacağı ile ilgili bir çok çalışma yayınlanmıştır(29). Champy ve ark. 1978 de yayınladıkları çalışmaya göre mandibulada plak yerleştirilecek yerlerin mandibulanın stress dağılımına, momentlerin hesaplanması ve fotoelastisiteye bağlı olarak karar verilmesi gerektiğini belirtmişlerdir. (Şekil 2.26) Bu bilgi doğrultusunda ideal osteosentez çizgileri tanımlanmıştır. Bu teknik, her türlü mandibula kırığının rutin

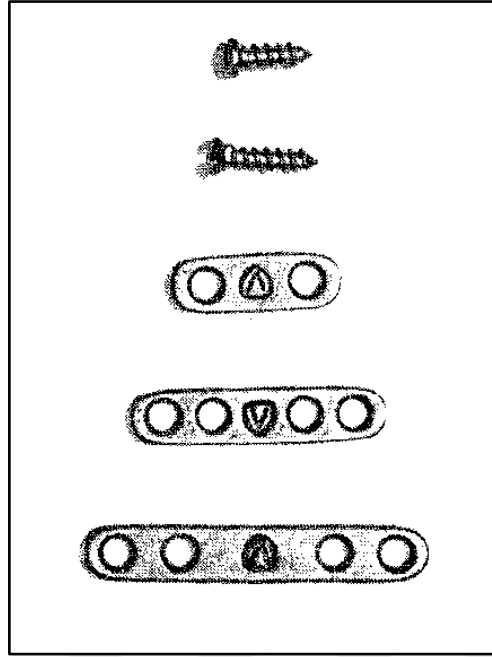
tedavisinde kullanılabilir(38). Günümüzde de bu teknik yapılan çalışmalarla desteklenmektedir ve en çok tercih edilen fiksasyon yaklaşımıdır(16).



Şekil 2.26: İdeal osteosentez çizgileri

2.3.1. Titanyum Mini Plaklar ve Vidalar

12, 18, 25 mm boyunda ve 5-7 mm uzunluk ile 1.5 mm çapında vidaların yardımı ile uygulanan krom-kobalt karışımı (vitalyum) mini plaklar ilk kullanıldıklarında başarılı sonuçlar vermiştir. (Şekil 2.27) Tel fiksasyonuna alternatif olarak düşünülen bu plaklar önceleri intermaksiller fiksasyon ile birlikte kullanılmıştır. Krom-kobalt plakların adaptasyon zorluğu nedeniyle sonraki yıllarda paslanmaz çelik mini plaklar ve nihayetinde titanyum mini plaklar üretilmiştir(36, 37).



Şekil 2.27: Michelet tarafından tanıtılan vityum mini plaklar(37)

Mini plak/ vida sisteminde en çok kullanılan malzeme paslanmaz çelik idi. Bu materyal, çoğu durumda, insan vücudu tarafından tolere edilir, ancak komşuluğundaki dokularda metal birikimi bildiren raporlar mevcuttur. Titanyum, bilinen herhangi bir uyumsuzluğu olmayan paslanmaz çelik ve vityumdan daha iyi bir materyaldir. Kemik plaklarının uygulanması için, malzemenin şekillendirilebilirliği önemlidir, çünkü plağın kemik yüzeyine uyarlanması mümkün olduğunca hassas bir şekilde yapılmalıdır. Titanyum plak vida sistemini maksillofasiyal cerrahide ilk olarak tanımlayan Breme ve ark. yayınladıkları çalışmada titanyumdan yapılan fiksasyon materyallerinin yüksek biyoyumluluğuna bağlı olarak plakların ve vidaların ikinci bir işlemle çıkarılmasına gerek olmadığını belirtmişlerdir(44).

Titanyum ilk olarak maden bilimci ve kimyacı olan William McGregor tarafından 1791 yılında keşfedilmiştir. Oksijen içerikleri farklılık gösteren dört tip saf titanyum bulunur. En fazla oksijen içereni %4 ile Tip 4 tür. Titanyumun alerjik reaksiyonlara yol açmaması ve doku reaksiyonunun iyi olmasından dolayı biyoyumlu bir materyaldir. Biyoyumluluğu sabit pasif oksit tabakasına bağlıdır. Oksit tabakası sayesinde ağız içindeki bakterilere karşı bakteriyostatik rol oynar. Titanyum canlı kemik dokusu ile sıkı bir bağ oluşturur. Bu bağa osseointegrasyon denir ve ışık mikroskobu seviyesinde direkt

temas olarak tanımlanır(45, 46). Ayrıca manyetik rezonans görüntüleme (MRG) ve bilgisayarlı tomografi (BT) etkileşimi açısından daha uyumludur(45).

Diş hekimliği alanında kullanılan en ideal metalik biyomalzeme olan titanyum ve titanyum alaşımlarının genel özellikleri şunlardır:

- 1) Düşük yoğunluk,
- 2) Bileşiminde toksik maddelerin hiç bulunmaması ya da çok az bulunması,
- 3) Yüksek dayanım ve uzun yorulma ömrü,
- 4) Düşük elastikiyet modülü (kemiğin dış tabakası ile karşılaştırıldığında),
- 5) Oda sıcaklığında kolay şekillendirilebilirlik,
- 6) Yüksek korozyon direnci(45, 46).
- 7) Genotoksik etkisi yoktur(47).

Titanyum, mükemmel biyouyumluluk ve dayanıklılığa sahip bir malzeme olduğunu kanıtlamıştır. Fakat komşuluğundaki dokularda pigmentasyona neden olduğu bir çok çalışmacı tarafında ortaya konmuştur(48-52). Plakların bükülmeleri sonucu oluşan kırılmalar sonucu ortaya çıkan titanyum parçacıklarının pigmentasyona etken olduğu gösterilmiştir. Rosenberg ve ark. titanyum mini plaklar ile paslanmaz çelik mini plakların komşuluğundaki yumuşak dokuda oluşturdukları pigmentasyonu karşılaştırmalı olarak incelemişlerdir. Mikroskopik olarak titanyum mini plakları kaplayan yumuşak dokuda %71.8, paslanmaz çelik mini plakları kaplayan yumuşak dokuda ise %65.3 oranında pigmentasyon görülmüştür. Dolayısıyla her iki tip mini plağın yumuşak dokuda parçacık birikimine neden olduğu söylenmiştir. Titanyum mini plaklar, titanyum dioksit parçacıkları oluştururken paslanmaz çelik mini plaklar krom, nikel, demir ve molibden gibi toksik metallerin birikimine neden olmaktadır. Titanyum dioksit herhangi bir toksik yan etki oluşturmamıştır. Rosenberg ve ark. göre, titanyum mini plakların etrafındaki yumuşak dokuda oluşturdukları pigmentasyon plağın çıkarılması için kesin bir endikasyon değildir(50).

Meningaud ve arkadaşları da maksillofasial cerrahide titanyum mini plakların plaklama süresi ve metal salınımı süresi arasında bir ilişki olup olmadığını araştırmışlardır. Plaklama sırasında dokuya geçen titanyum düzeylerinin daha sonraki dönemlerde sabit kaldığı gösterilmiştir. İkinci bir operasyonun muhtemel risklerine kıyasla, titanyum mini plakların çıkarılmasının; hastaların şikayeti olması durumunda ve

enfeksiyon, aşırı duyarlılık, açıklık veya vida gevşemesi gibi nadir durumlar dışında, rutin bir prosedür olmaması gerektiği vurgulanmıştır(52).

Ancak Kim ve ark. yayınladıkları çalışmada, lokal makroskopik ve mikroskopik olarak titanyum mini plakların olduğu bölgelerde yumuşak ve sert dokunun her ikisinde de doku yıkımı oluştuğunu belirtmişlerdir. Mini plaklar uygulanırken bükülebilirler ve bu da plak yüzeyinde çatlaklara neden olabilir. Bu yüzden metal salınımı olur, zamanla doku reaksiyonu riski yükselir. Bu bulgular sonucunda Kim ve arkadaşları, kemik iyileşmesi gerçekleşikten sonra rutin olarak titanyum mini plakların çıkarılmasını savunurlar(51).

Titanyum esaslı olan bu materyallerin, korozyona ve çekme-germe-baskı tipi kuvvetlere karşı dayanıklı olmaları, ayrıca, inflamatuvar yanıtla sonuçlanan yabancı cisim reaksiyonuna neden olmamaları gereklidir(23). Titanyum vidaların ve mini plakların ana dezavantajı, bunların çıkarılması gerekebileceğidir. Metalik fiksasyonların dezavantajları, görünürlük veya palpabilite, gevşeme, soğuğa karşı hassasiyet, tahriş ve ağrı, enfeksiyon, radyografik görüntüleme ve radyasyon tedavisinde parazitlenme (interferens), alerjik reaksiyonlar, kranio-orbital operasyonlarda intrakranial migrasyon, çocuk hastalarda büyümenin kısıtlanması gibi durumlardır(53, 54). Bu durumlardan dolayı rezorbe olabilen materyaller geliştirilmiştir. Bu biyolojik olarak parçalanabilen materyaller uzun dönem enflamasyona ya da toksik reaksiyona neden olmazlar.

2.3.2. Rezorbe Olabilen Mini Plaklar Ve Vidalar

Fasiyel kırıklar ve osteotomilerde metal plak ve vida kullanımı ile elde edilen rijit fiksasyon kabul edilmiş başarılı bir klinik tekniktir(32). Titanyum gibi metalik malzemeler, osteosentezde kullanmak için mükemmel özelliklere sahiptir. Bununla birlikte, literatürlerde tanımlanan; metalik iyon salınımı, devamlı mekanik uyaran, materyalin altında osteolizis, radyoterapiye engel olma, bilgisayarlı tomografi ve magnetik rezonansta artefakt, korozyon, alerjik reaksiyon ve soğuk hassasiyeti gibi bazı dezavantajları nedeniyle ikinci bir operasyonla titanyum mini plak ve vidaların çıkarılması gerekebilmektedir. Bu durum rezorbe olabilen materyallerin gelişmesine yol açmıştır(53, 55).

1966 yılında Kulkarni ve ark. polilaktik asitten üretilmiş cerrahi implantları deneysel olarak değerlendiren ilk araştırmacılarıdır(56). Cutright ve Hunsuck (1971),

maymunlarda mandibula kırıklarını stabilize etmek için rezorbe olabilen materyal kullanımını bildirmişlerdir(57). Rezorbe polidiakson ile bilateral sagittal split ostetomisinin stabilizasyonu ilk olarak 1984 yılında Dumbach rapor etmiştir(54).

İdeal rezorbe olabilen materyallerin özellikleri şu şekildedir; bozulma oranı ve güç kaybı tahmin edilebilir olmalı, toksik ve alerjik tepki oluşturmamalı, doku uyumu iyi olmalı, fonksiyonel yüklemeye dayanabilmeli ve ossifikasyon sağlandıktan sonra tamamen rezorbe olmalıdır(53, 54).

Poliglolik asit (PGA), polilaktik asit (PLA) ve polyester poliparadioksanon (PDS) vücut tarafından parçalanabilir ve emilebilir organik makromoleküler bileşiklerdir. Uygun hale getirilmiş rezorpsiyon süreci ve mekanik hareket için biyorezorbe polimerler tipik olarak karıştırılmış veya kopolimerize edilmişlerdir. Bu bileşikler, ortognatik cerrahide internal fiksasyon materyali olarak kullanılmaları için gerekli olan sertlik, gerilme ve bükülme kuvvetleri gibi fiziksel özelliklere sahiptir. Gerilme ve bükülme kuvveti titanyum plak sistemleri ile karşılaştırılabilir seviyededir(17).

Harada ve Enomoto, SSRO'dan 12 ay sonra titanyum vidalar ve poly-l-laktik asit (PLLA) vidalar arasındaki stabilitede istatistiksel olarak anlamlı bir fark gösterememişlerdir. PLLA grubunda relapsa eğilimin daha fazla olduğunu, buyüzden PLLA kullanılan gruplarda intermaksiller fiksasyonun (IMF) daha uzun süreli olduğunu belirtmişlerdir(58).

Ballon ve ark., P(L/DL)LA ile titanyum miniplakları ortognatik cerrahi işlemlerde karşılaştırmalı olarak çalışmışlardır. Maksillanın aşağı konumlandırılması ve mandibulanın geri alınması gereken durumlarda rezorbe olabilen plakların daha fazla relapsa neden olduğu akılda tutularak, bu durumlar dışındaki vakalarda rezorbe olabilen sistemlerin titanyum fiksasyonuna alternatif olacağı sonucuna varmışlardır. Relaps riski yüksek vakalarda ya IMF süresi uzun tutulması ya da segmentlere çift plak uygunlanması önerilmiştir(59).

2.4. Sagittal Split Ramus Osteotomisinde Komplikasyonlar

2.4.1. Stabilizasyon / Relaps

Cerrahi tekniklerin ve fiksasyon yöntemlerinin değerlendirilmesi sonucunda ortognatik cerrahi prosedürlerin stabilitesi ve öngörülebilirliği artmıştır.

Ramusun sagittal osteotomisinin stabilitesi, ortognatik cerrahide üzerine en çok çalışılan komplikasyondur. Relaps oranları literatürlerde farklılık gösterir ve ameliyat öncesi tanıya büyük ölçüde bağımlı görünmektedir. Relaps, tek bir nedene atfedilemeyen çok faktörlü bir sorundur. Doğru teşhisler, yeterli tedavi planlaması ile doğru ve becerikli cerrahi teknik, cerraha önemli katkılar sağlar. Yumuşak dokuların ve kasların gergin olması veya orofasiyal kötü alışkanlıklar postoperatif stabiliteyi etkileyebilir. Relapsa etki eden faktörler arasında mandibular hareketin tipi, proksimal segmentin konumu ve temporomandibular diskin yer değiştirmesi bulunur(17). Relaps paternleri, mandibular ilerletmeler ve geriletmeler arasında farklılık gösterdiğinden, özel nedenleri büyük olasılıkla farklıdır; bununla birlikte, relapsı önlemedeki ilkelerin çoğu aynı olabilir. Genellikle yumuşak doku basınçlarının ve kas çekişlerinin, özellikle mandibular ilerletmede relapsı etkileyen ana faktörler olduğu düşünülmektedir. Bununla birlikte, suprahyoid kasların diseke edilmesi ve eksternal destekleyici cihazlar gibi bu etkileri en aza indirmeye yönelik erken müdahalelerin de etkili olduğu gösterilmemiştir. Bununla birlikte, internal destek tekniklerinin etkili olduğu gösterilmiştir. Rijit fiksasyon vidaları ve plakları kullanılmadan önce, iskelet fiksasyon olarak adlandırılan bir internal desteğin, mandibular ilerletmelerin aşağı ve geri relaps oluşumunu azaltmada etkili olduğu gösterilmiştir. Bu fiksasyon genellikle intermaksiller fiksasyona ek olarak kullanılırdı ve iskeletsel relapsı en aza indirmek için priform rimden geçerek premolar ve molar bölgeye telle çevresel bağlayarak uygulanırdı(60). Diğer relaps nedenleri ise hastanın yaşı, preoperatif mandibular düzlem açısı, proksimal fragmanın rotasyonel pozisyonu, distal segment ilerletme miktarı ve kondilin fossadan deplase olmasıdır(16). Mandibular prognatizmde, özellikle büyüme çağındaki bireylerde uzun dönem stabilite için mandibular geriletme miktarı çok önemli bir faktördür. Disk deplasmanı nedeniyle TME fonksiyon bozukluğu olan bireyler mandibular ilerletme yapıldığında erken relaps ortaya çıkar. Bazı araştırmacılar, relaps ile saat yönünün tersi (counterclockwise) rotasyon arasında korelasyon olduğunu belirtmişlerdir(17). Hem mandibular ilerletmede hem de geriletmede muhtemelen relapsı etkilediği düşünülen son alan, osteotomi sahasındaki

fiksasyonun rijitliğidir. Bu konu ile ilgilenen ilk araştırmacılar, osteotomi sahasındaki fiksasyonun intermaksiller fiksasyon sırasında ortaya çıkan kondilin fossadaki normal olarak yeniden konumlandırılmasını engelleyebileceğini düşünmüşlerdir. Daha sonra yapılan çalışmalar, tel osteosentezinin segment pozisyonlandırılmasında intermaksiller fiksasyondan daha üstün olduğunu ve relaps insidansının daha az olduğunu göstermiştir. Ayrıca daha geniş kapsamlı çalışmalar, sagittal osteotominin fiksasyonu için üç bikortikal vida kullanmanın stabil olduğunu açıkça göstermiştir. Bu çalışmalar, % 0-8 arasında bir ortalama relaps oranını rapor etmiştir. Rijit internal fiksasyon tekniklerini tel fiksasyonuna göre karşılaştıran çalışmaların çoğu, teknikler arasındaki stabilite açısından anlamlı bir fark olduğunu da doğrulamışlardır. SSRO'nun rijit internal fiksasyonu için bir başka yaygın yöntem, mini plakların monokortikal vidaların kullanılmasıdır. Genel olarak, 2 mm sistemler osteotominin her iki tarafına yerleştirilen iki vida ile kullanılır. Araştırmalar, relapsı önlemek için gereken minimum vida sayısının ve daha fazla veya daha geniş vidanın, daha uzun dönem takiplerde stabiliteyi geliştirip geliştiremeyeceği konusu üzerinde sürmektedir(16).

2.4.2. Sinir Hasarı

SSRO sonrası oluşan nörosensoryel bozukluk inferior alveolar sinir, lingual sinir ve çok nadir olarak da fasiyel siniri de içerebilir. Operasyon sonrası çene ucu ve alt dudaktaki nörosensoryel bozukluk ortognatik cerrahinin hasarındır ve mandibular osteotomilerde büyük endişe uyandırır. Hastalar 6 ay veya daha uzun bir süre farklı derecelerde trigeminal duyu eksikliği yaşayabilirler. Ameliyattan hemen sonra bu oran çok yüksektir. Nörosensoryel bozukluğa neden olabilen faktörler şunlardır; hastanın yaşı, cerrahin becerisi, mandibula hareketinin büyüklüğü ve ek olarak genioplasti yapıp yapılmadığıdır(17).

SSRO sırasında inferior alveolar sinire zarar verme ihtimali, tekniğin ilk kez tanımlanmasından beri iyi bilinmektedir, ancak şaşırtıcı bir şekilde bu problem, SSRO'yu ilk uygulayan cerrahlar tarafından en aza indirilmiştir. İntraoperatif sinirle karşılaşma ve sinire müdahalenin yanı sıra cerrahi deneyimin de sinir disfonksiyonu üzerine etkisi olduğu bildirilmiştir. Ylikontiola ve meslektaşları, subjektif duyu kaybı ile hastanın yaşı arasında ve ayrıca mandibular hareketin büyüklüğü ve sinire müdahale derecesi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon bulmuşlardır(16, 61). Bazı

diğer klinik araştırmacılar, hastanın yaşı ve sinir iyileşmesi arasında anlamlı bir ilişki olduğunu belirtmiştir. Guernsey ve DeChamplain, mandibulanın ayrılma işlemleri sırasında sinir hasarı oluşabileceğini bildirmişlerdir. Bu durum sonucunda, bazı cerrahların geniş osteotom yerine mandibulanın ayrılma işlemleri sırasında küçük bir düz osteotom kullanımını önermişlerdir(62). Sinirin duyuşsal kaybının bir başka olası nedeni, proksimal segmentin keskin kemik düzensizlikleri veya proksimal segment konumlandırılıp sabitlendiğinde sinirin sıkışmasına bağılı olabilir. Genioplasti sagittal split ile birlikte yapıldığında sinir hasarı riski daha da artar(16, 17).

SSRO'yu takiben inferior alveolar sinirin nöroensensiyel fonksiyonu çalışmalarında büyük ilgi görmesine rağmen, çok az sayıda çalışma lingual sinir disfonksiyonu insidansını belgelemiştir. Lingual sinir hasarına yol açtığı iyi bilinen nedenler; bikortikal vidaların kullanımı ve lingual bölgede oluşan hematoma basıncıdır. Bundan dolayı 15 mm'den daha uzun vida kullanmak güvenli olmayabilir. Aşırı bir hematoma varlığında ise hızlı iyileşme için direne edilmelidir(17). İnfierior alveolar sinir ile karşılaştırıldığında, lingual sinir duyu değişiklikleri çok daha az sıklıkta meydana geldiği ve daha hızlı iyileştiği; ancak hastaların günlük aktivitelerinde bunun eksikliğini ne kadar algıladıkları ile ilişkili olduğu bildirilmiştir(16).

Fasiyel sinirin nörosensoryel bozukluğu çok nadirdir fakat hastaya olan olumsuz etkisi fazladır. SSRO'da karşılaşımla insidansı %1'den azdır. Büyük miktarda yapılan mandibular geriletmelerde fasiyal sinirde duyu bozukluğu mandibular ilerletmeye göre daha fazla görüldüğünü bildiren çalışmalar bulunmaktadır(17, 63).

2.4.3. Temporomandibular Eklem Disfonksiyonu

Normal popülasyonda eklem sesleri veya ağrı ile birlikte TME disfonksiyonu görüldüğü zaman nispeten yaygın bir durum olarak kabul edilir. En sık görülen komplikasyon ağrı ve sesdir. Maloklüzyonun, genel popülasyonda TME disfonksiyonu için olası bir sebep olduğu düşünülmektedir(17). Temporomandibular eklem disfonksiyonunun insidansı iki şekilde dikkate alınmıştır: birincisi, ameliyat öncesi bulgulara kıyasla ameliyat sonrası mevcut olan temporomandibular eklem semptomlarının insidansı ve ikincisi, mandibular hareket aralığındaki değişimdir. Temporomandibular eklem problemlerinin insidansının bildirilmesi, oldukça değişkendir ve çoğu yazar, preoperatif duruma herhangi bir atıfta bulunmadan sadece postoperatif

şikayeti belirtmiştir(16). Ameliyat öncesi ve sonrası temporomandibular eklem semptomlarına bakılan ilk derlemelerde bazı yazarlar sagittal osteotomiye takiben ağrıda değil, eklem sesinde bir artışa işaret ediyor gibi görünmektedir(64).

Rijit vida fiksasyonunun kullanımı, bazı çalışmacılara temporomandibular eklem problemlerinde artışa neden olduğunu düşündürmüştür. Bu endişe, rijit vida fiksasyonu ile oluşan kondiler değişikliklerin radyografik bulguları ile vurgulanmıştır. Temporomandibular eklem üzerindeki etkilerine göre rijit fiksasyona karşı tel fiksasyonu üzerine olan tartışmalar bir dizi çalışmaya yol açmıştır. Çoğu çalışmalar, SSRO'da rijit fiksasyona karşı tel osteosentezine sahip hastalar arasında temporomandibular eklem semptomlarının insidansında anlamlı bir fark olmadığını göstermiştir(65).

Kondilin pozisyonu cerrahi sırasında neredeyse her zaman değişir. Ancak bu etkinin operasyon sonrası TME problemleri oluşturacağına dair hiçbir kanıt yoktur. Bazı kısıtlamalar ameliyat sırasında kondiler yer değiştirmeye ve ameliyat sonrası kondiler adaptasyona bağlı olabilir. Bu kısa dönem etkiler uzun dönem disfonksiyonu işaret etmemektedir. Ameliyat sonrası dönemde kondilin yeniden şekillenmesi çok muhtemeldir ve hastalar genellikle operasyondan birkaç ay sonra operasyon öncesi fonksiyon seviyelerini geri kazanırlar. Operasyon sonrası kondil deplasmanı ön-arka ya da dikey planda ya da rotasyon şeklinde oluşabilir. Kondilin rotasyonu cerrahi sonrası orta hat kayması ve bazen ağrı gibi klinik belirtiler vermektedir kondilin pozisyon değiştirmesi oklüzal değişikliğe neden olur. Cerrahi sonrası bu durum erken iskeletsel relapsa neden olur. Cerrahi sırasında proksimal segment fossa içerisine tam oturtulamazsa, kondiler deplasmanla sonuçlanır. Bu da SSRO sonrası cerrahi öncesine göre TME semptomlarının ana nedenidir. Bu tarz bir malpozisyon sonucu olarak kondillerde rezorpsiyon olacağı belirtilmiştir(66). Bazı yazarlar cerrahi öncesi TME problemlerinin düzeltilmesi gerektiğini savunurlar. Bazıları ise, ortognatik cerrahi tek başına iskelet ve oklüzal bütünlüğü oluşturur ve TME semptomlarının müdahale edilmeden çözülmesine yol açtığını benimserler. (17, 67)

Artmış mandibular düzlem açısı, ön-arka yüz yüksekliği oranının düşük olması gibi iskeletsel nedenler; proksimal segmentin saat yönü tersine rotasyonu , operasyon öncesi TME disfonksiyon varlığı, operasyon sırasındaki travmatik strese bağlı kondiler nekroz gelişmesi gibi cerrahi nedenler(68); split sonrası proksimal segmentin uygun

pozisyonda konumlandırılmaması kondil rezorpsiyonunun oluşumunu artıran faktörlerdir(17).

2.4.4. Diğer Komplikasyonlar

SSRO'dan kaynaklanan diğer komplikasyonlar, aşırı kan kaybı, postoperatif hava yolu problemi ve büyük aseptik kemik kaybı ile ilgili bazı sorunlardır. Mandibular cerrahide kontrol edilemeyen kanama çok nadirdir. Çoğu vaka aletlerin dikkatsizce kullanılması sonucu gerçekleşir. Çoğu kanama küçüktür ve lokal anestezi veya gaz tampon yerleştirilerek kontrol altına alınabilir. Kanama kaynakları inferior alveolar arter, fasiyal arter, maksiller arter ve retromandibular ven olabilir. Daha fazla deneyim ve daha iyi cerrahi aletlerin olması, bu sorunların görülme sıklığını önemli ölçüde azaltmış görünmektedir(16).

Devam eden gibi görünen bir grup problem ise, proksimal segmentteki veya distal segmentin lingualindeki istenmeyen kırıktır. İyi bir cerrahi teknik, bu problemleri en aza indirir ve split yapılırken verilecek önem, “kötü” bir bölünmeyi düzeltmek zor olabileceğinden, çabaya değerdir(66, 69). Bukkal korteks kırığına yatkınlığı artıran en önemli risk faktörlerinden birinin gömülü üçüncü molar dişlerinin varlığı olduğu düşünülmüştür. İdeal olarak üçüncü molarlar, hem istenmeyen kırıkların en aza indirilmesi hem de özellikle rijit internal fiksasyon kullanıldığında optimal kemik iyileşmesine olanak sağlamak için, mandibular osteotomiden en az 6 (tercihen 9) ay önce çıkarılmalıdır(19). Stabilizasyon, iyi split olan vakalara göre daha zordur ve daha fazla osteosentez malzemesi gerektirir. Ancak istenmeyen kemik splitleri SSRO'nun stabilitesini veya uzun vadeli başarısını etkilemez(17).

Yara açılması ve/veya enfeksiyon artık günümüzde nadir bir komplikasyondur ve sıklıkla kötü oral hijyen ile ilişkilidir. Sigara içmek enfeksiyona yatkınlığı artırır. Cerrahi işlemin uzun sürmesi, kemik kırığı sonrası sekestrasyon ve hematoma enfeksiyon oluşturabilecek faktörlerdir. Ameliyat sırasında ve sonrasında antibiyotik kullanımı enfeksiyon riskini azaltmıştır(17).

2.5. Sagittal Split Osteotomisinin Avantajları

SSRO'nun avantajları;

1. Distal segmentin repozisyonunda 3 düzlemdeki serbestlik sayesinde operasyon sırasında kemik segmentlerinin istenilen pozisyonda fiksasyonuna olanak sağlaması,
2. Osteotomi segmentlerinin geniş kemik yüzeylerine sahip olması sayesinde iyileşmenin daha iyi olması,
3. Çiğneme kaslarının doğal pozisyonlarının minimal değişimlere uğraması sayesinde kasların aktivitesi nedeniyle relaps riskinin azalması,
4. Temporomandibular eklemin orijinal pozisyonunda minimum değişikliğin olması sayesinde postoperatif atropati riskinin azalması,
5. Ameliyat süresinin kısa olması ve komplikasyon riskinin düşük olmasıdır.

Sagittal split osteotomisi alt çenenin tüm yöndeki anomalilerinde sıklıkla uygulanmasına rağmen dentofasiyal anomalilerin tedavilerinin çoğunda üst çene osteotomileri ile birlikte gerçekleştirilmesi gerekmektedir(17).

2.6. Biyomekanik Prensipler

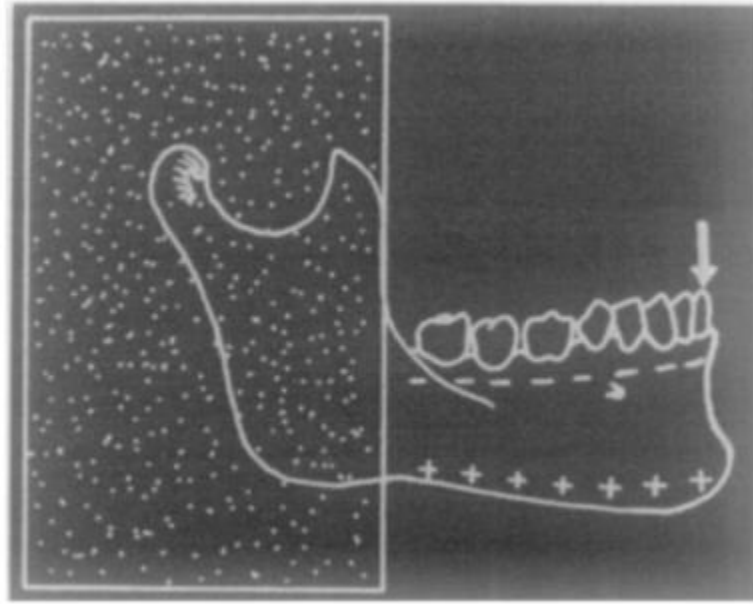
Biyomekanik bilimini anlamak, mevcut tedavi sistemlerini optimize etmek ve sonuçları önemli ölçüde iyileştirmek için gereklidir. Gelecekteki çalışmalarla ilgili doğru kararları almaya yardımcıdır. Biyomekanik, canlı materyallerin fonksiyonlarının araştırılmasıdır(33). Fiksasyon materyallerinin biyomekanik olarak incelenmesi, klinik öncesi değerlendirmede ve yeni materyallerin standart cihazlarla karşılaştırılmasında çok önemlidir. Uygun çalışma tasarımı bulguların klinik uygulanabilirliğini ve sonuçların doğruluğunu etkileyen temel faktördür(70).

2.6.1. Mandibulanın Biyomekaniği

Bir kemik dört farklı kuvvet türü ile karşılaşır: çekme/ sıkıştırma, kesme, burulma (torsiyon) ve bükme (bending). İlk ikisi doğrusal yüklerdir ve son ikisi de açısall yüklerdir. Mandibula, çiğneme kasları tarafından üretilen kuvvetlere ve dişler ve temporomandibular eklemlerden gelen reaksiyon kuvvetlerine maruz kalmaktadır.

Mandibula bu dış yüklerin bir sonucu olarak deformasyona uğrar. Dış yüklerin yapısına ve mandibulanın materyal özelliklerine ve geometrisine bağlı olarak gerinimler ve stresler üretilir(71, 72).

Bozulmamış bir sistemin (sağlam mandibula) davranışı, bir kırık mevcut olduğunda görülen davranıştan farklıdır. Sağlam bir mandibula normal fonksiyon sırasında gerilim ve kompresyon bölgeleri geliştirir ve bu bölgeler değişken olup, ısırma kuvvetlerinin konumuna ve kasların çekim kuvvetlerine bağlı olarak yer değişikliği gösterir. Champy ve meslektaşları, kasların etkisi ile mandibulanın alveolar kısmında gerilim bölgesi ve mandibulanın alt sınırında ise kompresyon bölgesi olduğunu tanımlamışlardır. Bu bilgi, fizyolojik gerilim çizgileri boyunca belirlenecek mandibular internal fiksasyon için ideal çizgileri sağlamıştır. Plaklar bu çizgilere yerleştirildiğinde, stabil fiksasyon sağladığı için daha büyük boyutlu plak gereksinimini azaltmıştır(38, 72). (Şekil 2.28)



Şekil 2.28 : Mandibulanın üst sınırındaki gerilim bölgeleri: (-), alt sınırındaki kompresyon bölgeleri: (+) (38)

Van Eijden'e göre, çiğneme kasları ısırırken ve diş sıkarken kasıldığı zaman, mandibula sagittal bir düzlemde bükülür. Bu bükülme (bending), kas kuvvetlerinin dikey bileşenleri, TME'den gelen ve çiğnemenin etkisinden dolayı oluşan tepkime kuvvetleri tarafından üretilir(71). Sagittal bending momentleri ve kesme (shear) kuvvetlerinin

büyüklüğü, uygulama noktalarına, kas ve ısırma kuvvetlerinin momentlerine bağlıdır. Sagittal bending sonucu, çalışan tarafta mandibulanın alt kenarında gerilme bölgesi (tension) ve üst sınırında sıkıştırma bölgesi (kompresyon), dengeleyici tarafta ise bu durumun tersi meydana gelir(71, 72). Koriototh ve ark., sonlu eleman modeli kullanarak, çalışan taraftaki mandibula gövdesinde sagittal bending ve torsiyonun aksine, dengeleme tarafının mandibular gövdesinde belirgin sagittal bending olduğunu bildirmiştir. Bu torsiyonun diş sıkma ve insizal ısırma mandibular arkın (parasagittal ve transvers deformasyon) daralmasına neden olduğunu bulmuşlardır. Mandibula gövdesinin iki taraflı torsiyonu simfiz bölgesinde bükülme ile sonuçlanır, bu da, simfizin üst sınırında kompresyona ve alt kenarında gerilmeye yol açar(72, 73).

Kemiğin sertliği ve kuvveti sadece kemik dokusunun materyal özelliklerine değil, aynı zamanda kemiğin büyüklüğüne ve şekline, kemik dokusunun miktarına ve dağılımına da bağlıdır. Sağlam bir kemiğin sertliği, yük altında deformasyona direnme kabiliyeti olarak tanımlanabilir. Uygulanan yük veya tork ile oluşan deformasyon arasındaki oran büyükse bir kemiğin rijit olduğu düşünülebilir. Uzunlamasına yönde, mandibula enine yönler göre daha serttir ve mandibulanın vertikal kesitsel boyutu, enine boyutundan daha büyüktür. Bu özellikler, mandibulanın göreceli olarak büyük dikey kesme (shear) kuvvetlerine ve sagittal bending momentlerine karşı direncini artırır(71, 72).

Fiksasyon materyali uygulanmasının amacı, iyileşme sırasında normal olarak çalışan bir ortam oluşturmaktır. Bir mandibula kırığının tedavisi için bir materyalin uygulanması, fonksiyona izin verirken genel sistemin davranışını önemli ölçüde etkiler. Fiksasyon materyali, kırılma bölgesi boyunca kuvvetleri aktarmaya yarar. Materyal uygulandığında kırılma bölgesinde hem gerilme hem de kompresyon stresleri oluşturabilir. Her bir materyal uygulaması, bu nedenle fonksiyon ile ortaya çıkan stres koşullarını değiştirecek ve kırılma bölgesinde oluşan stresleri etkileyecektir.

Biyomekanik, canlı materyallerin işlevinin incelenmesidir. İnsan mandibulasının kırık tedavisinde farklı sonuçların açıklanamaması, biyomekaniği etkileyen faktörlerin tam olarak anlaşılmasına bağlanabilir. Farklı bulguların mevcut klinik açıklamaları eksik, aşırı basitleştirilmiş ve kafa karıştırıcıdır. Bu karışıklık, basitçe değişken hasta sayılarının veya komplikasyon tanımlarının kıyaslanmasında karşılaşılan zorlukların bir sonucu değildir. Fakat kemik iyileşmesini anlamak için doğru bir modelin

bulunamamasının bir sonucudur. Eğer kırıklar stabilize edilirken, yumuşak dokuların ve kas kasılmasının etkileri göz ardı edilirse, mandibula davranışıyla ilgili herhangi bir teori eksik kalacaktır. Kuvvetlerin sadece kemik yoluyla değil, yumuşak dokular yoluyla da kuvvet döngüsü oluşturduğu unutulmamalıdır(74).

2.6.2. Biyomekanik Deney Materyalleri

Biyomekanik bir fiksasyon çalışması tasarlanırken en önemli faktörlerden biri biyomatemeryallerin test edileceği yapılarıdır. Esas amaç, klinik sonuçlara uygun çıkarımı sağlamak için in vivo koşulları olabildiğince yakın taklit etmektir. Günümüze kadar bu amaçla birçok farklı modeller kullanılmıştır(75). Literatüre göre biyomekanik yükleme testleri için ideal malzeme insan mandibula kemiğidir(70). İnsan kadavra çenelerine alternatif olarak, çeşitli hayvan kemikleri, maymun, koyun ve köpek mandibulaları, taze domuz veya sığır kaburgası, kırmızı meşe gibi bitkisel kökenli organik bir yapı ya da fotoelastik epoksi, poliüretan ve özel olarak üretilmiş kompozit kemik gibi sentetik malzemeler biyomekanik model olarak kullanılmaktadır(70, 75, 76).

İnsan kadavra örneği biyomekanik testlerde sıklıkla kullanılmıştır(11, 29, 30, 32, 77). Ana avantajı, gerçek anatomik özellikleri, taklit edilen in vivo ortamın yapısal, morfolojik ve mekanik özelliklerini kopyalamasıdır. Bu örnekler genellikle yaşlı donörlerden temin edildiği için kemiklerin mineral yoğunluğu, trabeküler yapı, örneklerin standardize edilememesinden dolayı mekanik özellikler önemli ölçüde değişkenlik gösterir(75). Çalışmaların kısa sürede tamamlanması mümkün olmadığı durumlarda, kadavra örnekleri mumyalanarak (formalin ile) ya da dondurularak muhafaza edilir(75, 77, 78). Oda sıcaklığında 3 saatten fazla kullanılacak ise havaya ve kurumaya maruz bırakmamak için salin içerisinde bekletilmelidir. Bu denek türünün en büyük dezavantajı yüksek maliyeti, yasal ve etik nedenlerle elde etmenin zorluğudur(70, 75).

Sentetik kemik örnekleri insan kadavra örneğine göre büyük miktarlarda kolayca bulunabilirler, enfeksiyon riski taşımazlar, etik ve yasal sorumluluk gerektirmezler(79). Sentetik modeller insan kadvrası örnek alınarak üretilir ve hem boyut hem de mekanik özellik olarak insan anatomisini iyi şekilde yansıtmaktadır. Bu sentetik modeller hem kortikal hem de spongiöz tabaka içermeleri, elastik modüllerinin kemiğe benzer olması ve homojen yapıları sayesinde kuvvetleri daha dengeli iletebilirler. Bu nedenlerden dolayı biyomekanik deneyler için güvenle kullanılabilen materyallerdir. Fakat maliyetleri biraz

yüksektir(75). Poliüretan mandibulalar kullanılarak yapılan çok sayıda fiksasyon çalışması bulunmaktadır(1, 7, 9, 10, 12, 13, 25, 70).

Hayvanlardan elde edilen kemik ve mandibula örnekleri biyomekanik çalışmalarda sıklıkla kullanılmaktadır(24, 29, 31, 32, 42, 53, 55, 79-82). Koyun mandibulası, özellikle mandibula biçim, boyut ve yapıdaki benzerlikler nedeniyle, ramus alanında osteotomiler ve rijid internal fiksasyon deneysel çalışmaları için kullanılmıştır. İnsan kaynaklı kadavra mandibulalarına ve poliüretan örneklere göre daha kolay elde edilebilirler ve daha ucuzdurlar.

Fiziksel modeller, yorgunluk performansı ve brüt seviyedeki kırılma dayanımı ile ilgili soruları yanıtlamaya yardımcı olur. İç stres dağılımı ve başarısızlığın en olası olduğu en yüksek stres alanlarına dair sorular, genellikle sonlu elemanlar analizi olmak üzere bilgisayar biyomodellerini kullanmayı gerektirir(79).

İnsan kemiğine benzer kemik örneklerini kullanan biyomekanik çalışmalardan elde edilen veriler, sadece belirli bir tekniğin ve/ veya malzemenin davranışının belirleyici parametrelerini gösterir. Buyüzden edilen bu verilerin klinik kullanımda doğrudan insanlar üzerinde kullanılamayacağını vurgulamak önemlidir(55).

2.6.3. Biyomekanik Deney Modeli

Biyomekanik test, osteosentez yapı dayanımının değerlendirilmesinde en etkili yöntemlerden biridir(70). Çok sayıda ve çeşitli fiksasyon sistemlerinin biyomekaniğini araştırmak için, ucuz, ayırt edici ve tekrarlanabilir alternatif bir in vitro test modeli geliştirilmelidir(80).

2 nokta biyomekanikal deney modeli (kantilever beam model), genellikle dikey bir yapıya veya duvara bir desteğe sabitlenmiş sert bir kiriş veya çubuk anlamına gelir ve kirişin diğer ucu serbesttir. Bir ucu dikey yükleri taşımak için serbest bırakılırken, diğer ucu sabit olan yatay bir direktir. Böylelikle basma-çekme ve makaslama kuvvetlerini ölçebilen bilgisayar destekli cihazlar sayesinde sabitlenmiş modellerin serbest uçlarının yükler altındaki yer değiştirme değerleri ölçülebilir. 2 nokta biyomekanik deney modelinin amacı belirli bir sınırdaki bir bükme etkisi yaratmaktır. Bu biyomekanik deney düzeneği, veri elde etme, düşük maliyet ve kullanım kolaylığı nedeniyle sıklıkla tercih

edilmektedir(55). Ancak, insan mandibulasının fonksiyon sırasında ısırma mekaniği, kantilever beam modele göre daha karmaşıktır(80).

Çiğneme kaslarını daha iyi taklit etmek için 3 nokta biyomekanik test modeli geliştirilmiştir(31). Armstrong ve ark. sagittal split osteotomisinden sonra kullanılan fiksasyon sistemlerini incelemek için taze sığır kaburgaları üzerinde 3 noktalı biyomekanik bir test modeli geliştirmiştir(31, 80). Fonksiyon sırasında mandibulaya yerleştirilen 3 ana kuvvetin kullanıldığı deneysel bir tasarım önerilmiştir. Bu deneysel tasarımda, her iki uç dönme eksenini oluşabilecek şekilde sabitlenirken ve yük her iki ucun dönme eksenlerinin merkezinden vertikal olarak uygulanır(1, 80).



3. GEREÇ VE YÖNTEM

Tez çalışmamız, İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş, Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Anabilim Dalı'nda gerçekleştirilmiştir. Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. (Proje No: 28438)

3.1. Deney Gruplarının Hazırlanması

Çalışmamız için model olarak, fiziksel ve yapısal olarak insan mandibulasına en yakın olan koyun mandibulası tercih edilmiştir. Taze ve fikse edilmemiş, benzer şartlarda beslenmiş ve aynı kasaptan temin edilen koyun kadavralarından elde edilen ortalama 8-10 aylık 20 adet koyun mandibulası kullanılmıştır. Yüzeylerindeki deri ve kas dokuları temizlendikten sonra orta hatlarından ayrılarak 40 adet hemimandibula elde edilmiştir. Deney düzeneğine yerleştirmede ve biyomekanikal test sonuçlarında hataya neden olmaması için mental foramenin ön kısmı kesilerek kemikler kısaltılmıştır. Örnekler, tüm testler tamamlanana kadar -15C'de nemli bir şekilde dondurucuda saklanmıştır. Her modelde önce sabit kalemle osteotomi hatları belirlenmiştir. Medial ve lateral yüzeylerdeki kemik osteotomileri, devamlı irrigasyon altında elmas parçacıkları ile kaplanmış metal separe frez kullanılarak oral cerrahi mikromotoru (fizyodispenser) ile gerçekleştirilmiştir. Sagittal split osteotomileri gerçekleştirildikten sonra cerrahi çekiç ve keskilerle kontrollü kuvvet uygulanarak kemik segmentlerinin ayrılması sağlanmıştır. Osteotomi hattında bulunan diş ve diş kökleri çıkarılmıştır. Tüm gruplarda istenmeyen ayrılma ya da kortikal yüzeyde çatlak ve kırık saptanan olgular, çalışma dışında bırakılarak yerlerine yeni örnekler hazırlanmıştır. Ayrılma sağlandıktan sonra segmentler arasında 5 mm'lik ilerletmeyi taklit eden boşluklar oluşturulmuştur. Mini plaklar, alveol kemiğin osteotomi hattına yakın olan üst kısmına yerleştirilmiştir. Vida delikleri bir drill (delici) yardımıyla fizyodispenser kullanarak açılmıştır. Vidaların sıkılması işlemi sıralı olarak yapılmış ve bir torkmetre kullanılarak eşit kuvvetlerde olmasına dikkat edilmiştir.

Çalışmamız 2 ana grup ve 2 alt gruptan oluşmaktadır. 40 adet hemimandibula rastgele olacak şekilde iki ana gruba ayrılmıştır. Her grup da kendi içerisinde rastgele iki alt gruba ayrılmıştır. Her bir alt grupta 10 adet hemimandibula (n=10) bulunmaktadır.

Grup I: 20 adet hemimandibulaya Obwegeser- Dal Pont (OD) modifikasyonu uygulanarak sagittal split ramus osteotomisi gerçekleştirilmiştir. Yatay osteotomi lingulanın yukarisından ramusun posterior sınırına kadar uzatılmıştır. Dikey osteotomi son azı dişinin bukkalinden çene tabanına dik açıyla yapılmıştır. (Şekil 3.1-3.2) İnsanda uygulanan sagittal split osteotomi prosedüründen farklı olarak ramusun posteriorundan inferiora kadar ve inferiordan lateraldeki dikey osteotomiye kadar ekstradan bir osteotomi gerçekleştirilmiştir. Bu fazladan yapılan osteotomi, koyun çenelerinin kemik yapıları insanlardan daha ince olduğu için segmentler arasında düzgün bir ayrılma sağlamak amacıyla yapılmıştır. (Şekil 3.3)



Şekil 3.1: Obwegeser- Dal Pont (Grup I) bukkal ve sagittal osteotomi hatlarının sabit kalem ile belirlenmesi



Şekil 3.2: Obwegeser- Dal Pont (Grup I) lingual osteotomi hattının sabit kalem ile belirlenmesi



Şekil 3.3: İneriorda yapılan ek osteotominin sabit kalem ile belirlenmesi

Grup Ia: 1 mm kalınlığında, 4 delikli, 9 mm aralıklı düz titanyum mini plak (Trimed Medikal Tic. A.ş., Ankara, Türkiye) ve 4 adet 2.0 mm çap, 5.0 mm uzunluğunda titanyum vidalar (Trimed Medikal Tic. A.ş., Ankara, Türkiye) kullanılmıştır. (Şekil 3.4-3.5)



Şekil 3.4: Grup Ia standart mini plak uygulaması



Şekil 3.5: Grup Ia'da 5 mm ilerletme yapılmış deneklerin lingual görüntüsü

Grup Ib: 1 mm kalınlığında, 4 delikli, 9 mm aralıklı düz kilitli titanyum mini plak (Trimed Medikal Tic. A.ş., Ankara, Türkiye) ve 4 adet 2.0 mm çap, 5.0 mm uzunluğunda kilitli vidalar (Trimed Medikal Tic. A.ş., Ankara, Türkiye) kullanılmıştır. (Şekil 3.6- 3.7)



Şekil 3.6: Grup Ib kilitli mini plak uygulaması



Şekil 3.7: Grup Ib'de 5 mm ilerletme yapılmış deneklerin lingual görüntüsü

Grup II: 20 adet hemimandibulaya Epker modifikasyonu uygulanarak sagittal split osteotomisi gerçekleştirilmiştir. Yatay osteotomi ramusun iç yüzeyinde lingulanın 2 mm yukarisından lingulanın hemen posteriorunda sonlandırılmıştır. Dikey osteotomi son azı dişinin bukkalinden çene tabanına dik açıyla yapılmıştır.(Şekil 3.8-3.9) İnsanda uygulanan sagittal split osteotomi prosedüründen farklı olarak ramusun iç yüzeyindeki yatay osteotominin sonlandığı noktadan ramusun inferioruna kadar inferiorından

lateraldeki dikey osteotomiye kadar bir osteotomi gerçekleştirilmiştir. Koyun çenelerinin kemik yapıları insanlardan daha ince olduğu için segmentler arasında düzgün bir ayrılma sağlanması için yapılmıştır.



Şekil 3.8: Epker (Grup II) bukkal ve sagittal osteotomi hatlarının sabit kalem ile belirlenmesi



Şekil 3.9: Epker (GrupII) lingual osteotomi hattının sabit kalem ile belirlenmesi

Grup IIa: 1 mm kalınlığında, 4 delikli, 9 mm aralıklı düz titanyum mini plak (Trimed Medikal Tic. A.ş., Ankara, Türkiye) ve 4 adet 2.0 mm çap , 5.0 mm uzunluğunda titanyum vidalar (Trimed Medikal Tic. A.ş., Ankara, Türkiye) kullanılmıştır. (Şekil 3.10-3.11)

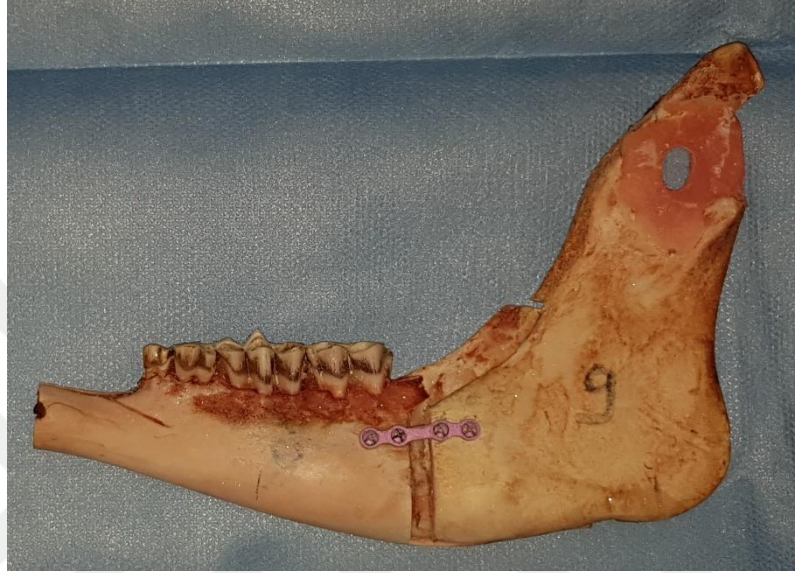


Şekil 3.10: Grup IIa standart mini plak uygulanması



Şekil 3.11: Grup IIa'da 5 mm ilerletme yapıldıktan sonra fiksasyon uygulanan deneklerin lingual görüntüsü

Grup IIb: 1 mm kalınlığında, 4 delikli, 9 mm aralıklı düz kilitli titanyum mini plak (Trimed Medikal Tic. A.ş., Ankara, Türkiye) ve 4 adet 2.0 mm çap, 5.0 mm uzunluğunda kilitli vidalar (Trimed Medikal Tic. A.ş., Ankara, Türkiye) kullanılmıştır. (Şekil 3.12-3.13)



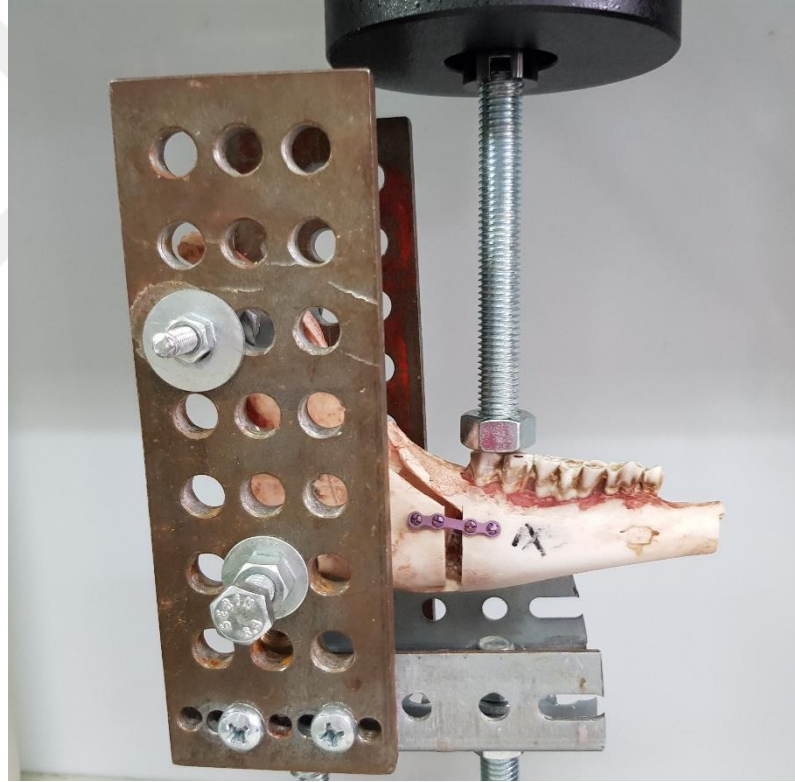
Şekil 3.12: Grup IIb kilitli mini plak uygulanması



Şekil 3.13: Grup IIb'de 5 mm ilerletme yapıldıktan sonra fiksasyon uygulanan deneklerin lingual görüntüsü

3.2. Kuvvet Testi

Deney için özel olarak tasarlanmış çelik bir platform oluşturulmuştur. Deneklerin mandibular notch bölgelerine soğuk akrilik ile eklem yapılarak deney platformuna sabitlemek için uygun delikler açılmıştır. Hemimandibular kondil bölgesindeki delikten geçen yatay bir çubuk aracılığıyla TME ve proksimal segmentin angulus bölgesinden bir dayanak üzerine oturtularak pterigomasseterik askı taklit edilmektedir. Proksimal ve distal segmentin aşırı lateral deplasmanını önlemek amacıyla ramusun lateral ve medial yüzeyinde nokta teması yapan pinler uygulanmıştır. Denekler deney platformuna oklüzal düzlem yere paralel olacak şekilde yerleştirilmiştir. Deneklerdeki dişlerin oklüzal yüzeyleri döner aletler kullanılarak düzleştirilmiştir. (Şekil 3.14)



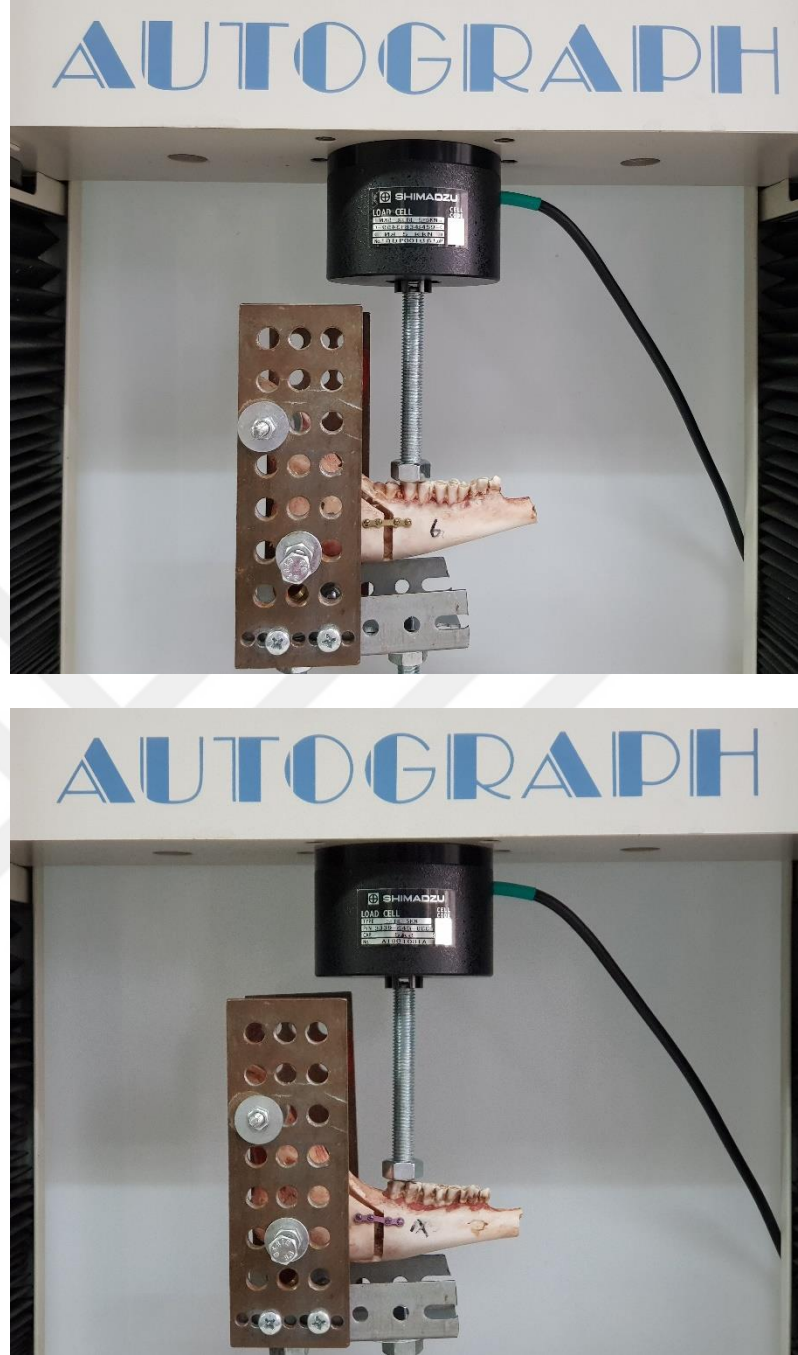
Şekil 3.14: Deneklerin yerleştirildiği çelik deney platformu

Denekler özel olarak tasarlanmış platforma sabitlendikten sonra servohidrolik test cihazına yerleştirilerek (Universal Autograph AGS®, Shimadzu Scientific Instruments, Kyoto, Japonya), düzleştirilmiş molar dişler üzerinden yüklemeye hazırlanmıştır. (Şekil 3.15) Fiksasyondan sonra, örnekler çiğneme kuvvetlerini taklit eden ve kondil ve

koronoid bölgelerde stabilize edilen biyomekanik kantilever bending modeline dayanan bir test makinesine monte edilmiştir. Servohidrolik test cihazı, 1 mm / s hızında doğrusal, dögüsel olmayan bir yer değiştirmeyi gerçekleştirmiştir. Cihaz, 5 N kuvvetle kalibre edildikten sonra 10 N'dan başlayarak 100 N'a kadar giderek artan kuvvetler uygulamıştır. (şekil 3.16)



şekil 3.15: Deneyin gerçekleştirildiği servohidrolik test cihazı (Universal Autograph AGS®, Shimadzu Scientific Instruments, Kyoto, Japonya)



Şekil 3.16: Denekler üzerinde kuvvet testlerinin uygulanması

3.3. İstatiksel Analiz

Çalışmamızda elde edilen verilerin istatistiksel analizi Statistical Package for Social Sciences V.21 (SPSS) yazılımı ile yapılmıştır (IBM Corp. Released 2012. IBM SPSS Statistics for Windows, Version 21.0. Armonk, NY: IBM Corp, ABD). Değişkenlerin tamamı nicel verilerden oluşmaktadır. Değişkenlerin normal dağılım ve varyans homojenliği varsayımlarına uygun olup olmadıkları, sırasıyla Shapiro-Wilk ve Levene testleri ile denetlenmiştir. Ayrıca grafik yöntemlerle de değerlendirilmiştir. Grupların dağılım özellikleri normal dağılım ve varyans homojenliği varsayımlarına uygun olduğundan merkezi dağılım ölçüleri olarak ortalama, standart sapma, minimum ve maksimum değerleri kullanılmıştır. Gruplararası çoklu karşılaştırmalarda tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ve ikili karşılaştırmalarda post-hoc Tukey ya da Tamhane testleri kullanılmıştır. İki bağımsız grubun karşılaştırılmasında bağımsız örneklem t testi kullanılmıştır. Güven aralığı %95 olarak belirlenmiş ve 0.05 değerinden küçük olan olasılık (p) değerleri istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

4. BULGULAR

Her bir grubun 10 N'dan 100 N'a kadar olan her 10 N'luk kuvvetler artışındaki yer değiştirme miktarları (mm) Tablo 4.1, 4.2, 4.3 ve 4.4'te gösterilmiştir

Tablo 4.1: (Grup Ia) Obwegeser- Dal Pont modifikasyonunda standart mini plak uygulanan hemimandibulalarda 10 N'dan 100 N'a kadar olan her 10 N'luk kuvvetler artışındaki yer değiştirme miktarları (mm)

Grup Ia	10N	20N	30N	40N	50N	60N	70N	80N	90N	100N
1	0,29	1,11	1,95	2,63	3,3	4,04	4,5	5,38	6,1	7,14
2	0,21	1,14	1,82	2,47	2,97	4,17	5,66	6,36	7,11	7,99
3	0,67	1,73	2,69	3,3	4,14	5,14	6,53	8,61	10,2	11,92
4	0,41	1,25	2,57	3,39	4,41	5,33	6,26	7,45	9,71	12,89
5	0,54	1,49	2,38	3,12	3,89	4,58	5,31	6,22	7,4	8,57
6	0,68	1,75	2,58	3,35	4,08	5,58	5,96	6,48	7,61	8,85
7	0,6	1,55	2,35	2,99	3,98	4,5	5,64	7,3	8,13	9,5
8	0,93	2,51	3,41	3,93	4,43	5,1	6,72	7,07	7,5	7,94
9	0,22	0,99	2,1	3,15	4,03	4,9	6,15	7,5	9,52	9,97
10	0,32	1	1,73	2,39	3,17	4,06	5,39	6,41	10,99	12,3

Tablo 4.2: (Grup Ib) Obwegeser- Dal Pont modifikasyonunda kilitli mini plak uygulanan hemimandibulalarda 10 N'dan 100 N'a kadar olan her 10 N'luk kuvvetler artışındaki yer değiştirme miktarları (mm)

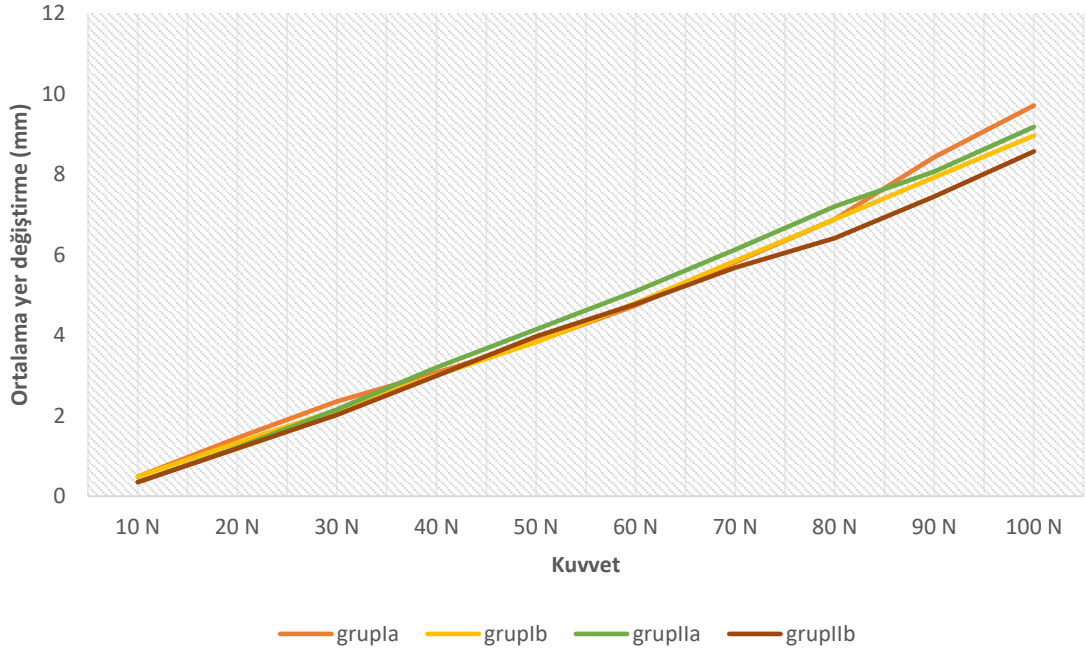
Grup Ib	10 N	20 N	30 N	40 N	50 N	60 N	70 N	80 N	90 N	100 N
1	0,53	1,71	2,62	3,51	4,59	5,44	6,44	7,05	7,72	8,65
2	0,72	1,68	2,61	3,39	3,91	4,72	5,37	5,85	6,54	7,5
3	0,52	1,55	2,45	3,1	3,7	5	6,57	7,27	8,31	9,44
4	0,55	1,3	2,1	3,55	4,2	5,09	5,7	6,55	7,65	9,15
5	0,65	1,45	2,19	2,63	3,17	3,91	5,01	7,9	8,33	9,2
6	0,2	0,64	1,19	1,65	2,96	4,34	5,01	5,76	6,97	8,23
7	0,56	1,5	2,56	3,56	4,31	5,55	7,25	8,54	9,1	9,83
8	0,27	0,9	1,75	3,49	4,57	5,38	6,26	7,04	7,85	8,91
9	0,68	1,79	2,63	3,28	4,27	4,97	6,05	6,84	7,55	8,31
10	0,23	0,77	1,32	1,9	2,6	3,6	4,8	5,99	9,17	10,35

Tablo 4.3: (Grup IIa) Epker modifikasyonunda standart mini plak uygulanan hemimandibulalarda 10 N'dan 100 N'a kadar olan her 10 N'luk kuvvetler artışıdaki yer değıştirme miktarları (mm)

Grup IIa	10 N	20 N	30 N	40 N	50 N	60 N	70 N	80 N	90 N	100 N
1	0,16	0,76	1,32	2,1	3,13	4,3	5,35	7,39	8,51	9,95
2	0,5	1,42	2,34	3,65	4,94	5,67	6,9	8,21	8,75	9,48
3	0,44	1,61	2,98	3,45	4,1	5,05	5,9	6,79	7,84	8,91
4	0,5	1,61	2,62	3,5	4,32	5	6,01	6,97	7,78	9,07
5	0,37	1,15	1,92	3,31	4,33	5,98	6,43	6,94	7,83	8,84
6	0,18	0,7	1,92	3,7	4,61	5,36	6,62	8,65	9,61	10,18
7	0,29	1,08	1,59	2,24	3,41	4,6	5,87	6,98	7,57	8,54
8	0,24	1,05	1,95	2,84	3,52	4,15	5,08	5,65	6,62	8,38
9	0,49	1,45	2,56	3,46	4,46	5,26	6,09	7,15	8,36	9,85
10	0,33	1,27	2,35	3,7	4,65	5,52	6,98	7,28	7,81	8,56

Tablo 4.4: (Grup IIb) Epker modifikasyonunda kilitli mini plak uygulanan hemimandibulalarda 10 N'dan 100 N'a kadar olan her 10 N'luk kuvvetler artışıdaki yer değıştirme miktarları (mm)

Grup II b	10 N	20 N	30 N	40 N	50 N	60 N	70 N	80 N	90 N	100 N
1	0,32	1,15	1,93	2,78	4,27	5,45	6,45	6,96	7,59	8,31
2	0,19	0,69	1,27	1,72	2,3	2,9	3,77	4,55	5,53	7,09
3	0,26	1,08	1,58	2,2	2,91	3,71	4,54	5,58	7,44	8,49
4	0,5	1,71	2,78	4,01	4,75	5,52	6,15	6,36	7,04	7,73
5	0,4	1,51	2,43	3,28	3,97	4,69	5,71	6,71	7,58	9,58
6	0,34	0,91	1,83	3,27	5,16	5,69	6,33	7	8,48	10,71
7	0,37	1,27	2,13	2,99	4,45	5,2	6,12	6,86	7,63	8,43
8	0,41	1	1,57	2,48	3,39	4,36	4,98	6,02	6,96	7,84
9	0,41	1,4	2,39	3,55	4,24	5,27	7,21	7,97	9,16	9,9
10	0,3	1,13	2,34	3,63	4,26	4,96	5,54	6,14	7,08	7,58



Şekil 4.1: Grupların 10 N ile 100 N arasındaki yer değiştirme miktarlarının grafik üzerinde gösterimi

(Grup Ia: OD standart; Grup Ib: OD kilitli; Grup IIa: Epker standart; Grup IIb: Epker kilitli)

Şekil 4.1’de tüm grupların yer değiştirme miktarları grafik üzerinde verilmiştir. Bu grafikte de görüldüğü üzere grup IIb (Epker kilitli)’nin yer değiştirme miktarı diğer gruplardan daha az iken grup Ia (OD standart)’nın yer değiştirme miktarının diğer gruplardan daha fazladır.

Verilerin normal dağılım aralığında olup olmadığını değerlendirmek amacıyla kullanılan Shapiro-Wilk testi sonuçları tablo 4.5’te verilmiştir.

Tablo 4.5: Verilen dağılımların Shapiro- Wilk testi ile değerlendirilmesi

	Gruplar	Shapiro- Wilk	
		n	sig.
10 N	Obwegeser-DalPont standart	10	0,485
	Obwegeser-DalPont kilitli	10	0,111
	Epker standart	10	0,260
	Epker kilitli	10	0,975
20 N	Obwegeser-DalPont standart	10	0,110
	Obwegeser-DalPont kilitli	10	0,145
	Epker standart	10	0,488
	Epker kilitli	10	0,996
30 N	Obwegeser-DalPont standart	10	0,506
	Obwegeser-DalPont kilitli	10	0,045
	Epker standart	10	0,919
	Epker kilitli	10	0,901
40 N	Obwegeser-DalPont standart	10	0,665
	Obwegeser-DalPont kilitli	10	0,008
	Epker standart	10	0,013
	Epker kilitli	10	0,927
50 N	Obwegeser-DalPont standart	10	0,153
	Obwegeser-DalPont kilitli	10	0,240
	Epker standart	10	0,363
	Epker kilitli	10	0,488
60 N	Obwegeser-DalPont standart	10	0,477
	Obwegeser-DalPont kilitli	10	0,315
	Epker standart	10	0,849
	Epker kilitli	10	0,142
70 N	Obwegeser-DalPont standart	10	0,850
	Obwegeser-DalPont kilitli	10	0,679
	Epker standart	10	0,761
	Epker kilitli	10	0,829
80 N	Obwegeser-DalPont standart	10	0,805
	Obwegeser-DalPont kilitli	10	0,618
	Epker standart	10	0,347
	Epker kilitli	10	0,826
90 N	Obwegeser-DalPont standart	10	0,554
	Obwegeser-DalPont kilitli	10	0,755
	Epker standart	10	0,626
	Epker kilitli	10	0,457
100 N	Obwegeser-DalPont standart	10	0,295
	Obwegeser-DalPont kilitli	10	0,999
	Epker standart	10	0,330
	Epker kilitli	10	0,440

İstatistiksel olarak karşılaştırılacak olan tüm grupların 10 N'dan 100 N'a kadar olan kuvvetler altındaki yer değiştirme miktarları (mm) değişkenleri için tanımlayıcı istatistiksel değerler (ortalama, standart sapma, ortanca, minimum ve maksimum değerleri) hesaplanmış ve tablo 4.6'da sunulmuştur.

Tablo 4.6: Tüm grupların 10 N'dan 100 N kadar 10 N'luk kuvvet artışındaki ortalama, standart sapma, maksimum ve minimum değerleri

		Ortalama	Std.sapma	Ortanca	Min.	Maks.
10 N	Obwegeser-DalPont standart	0,4870	0,23646	0,4750	0,21	0,93
	Obwegeser-DalPont kilitli	0,4910	0,19023	0,5400	0,20	0,72
	Epker standart	0,3500	0,13089	0,3500	0,16	0,50
	Epker kilitli	0,3500	0,08807	0,3550	0,19	0,50
20 N	Obwegeser-DalPont standart	1,4520	0,46778	1,3700	0,99	2,51
	Obwegeser-DalPont kilitli	1,3290	0,41442	1,4750	0,64	1,79
	Epker standart	1,2100	0,32215	1,2100	0,70	1,61
	Epker kilitli	1,1850	0,29904	1,1400	0,69	1,71
30 N	Obwegeser-DalPont standart	2,3580	0,49761	2,3650	1,73	3,41
	Obwegeser-DalPont kilitli	2,1420	0,54721	2,3200	1,19	2,63
	Epker standart	2,1550	0,50575	2,1450	1,32	2,98
	Epker kilitli	2,0250	0,47136	2,0300	1,27	2,78
40 N	Obwegeser-DalPont standart	3,0720	0,47194	3,1350	2,39	3,93
	Obwegeser-DalPont kilitli	3,0060	0,70913	3,3350	1,65	3,56
	Epker standart	3,1950	0,59588	3,4550	2,10	3,70
	Epker kilitli	2,9910	0,70453	3,1300	1,72	4,01
50 N	Obwegeser-DalPont standart	3,8400	0,51383	4,0050	2,97	4,43
	Obwegeser-DalPont kilitli	3,8280	0,70038	4,0550	2,60	4,59
	Epker standart	4,1470	0,59911	4,3250	3,13	4,94
	Epker kilitli	3,9700	0,86608	4,2500	2,30	5,16
60 N	Obwegeser-DalPont standart	4,7400	0,55070	4,7400	4,04	5,58
	Obwegeser-DalPont kilitli	4,8000	0,65926	4,9850	3,60	5,55
	Epker standart	5,0890	0,59373	5,1550	4,15	5,98
	Epker kilitli	4,7750	0,89051	5,0800	2,90	5,69
70 N	Obwegeser-DalPont standart	5,8120	0,65667	5,8100	4,50	6,72
	Obwegeser-DalPont kilitli	5,8460	0,80284	5,8750	4,80	7,25
	Epker standart	6,1230	0,62293	6,0500	5,08	6,98
	Epker kilitli	5,6800	1,01264	5,9150	3,77	7,21

80 N	Obwegeser-DalPont standart	6,8780	0,89762	6,7750	5,38	8,61
	Obwegeser-DalPont kilitli	6,8790	0,89570	6,9400	5,76	8,54
	Epker standart	7,2010	0,81015	7,0650	5,65	8,65
	Epker kilitli	6,4150	0,92811	6,5350	4,55	7,97
90 N	Obwegeser-DalPont standart	8,4270	1,57665	7,8700	6,10	10,99
	Obwegeser-DalPont kilitli	7,9190	0,83909	7,7850	6,54	9,17
	Epker standart	8,0680	0,79766	7,8350	6,62	9,61
	Epker kilitli	7,4490	0,95948	7,5100	5,53	9,16
100 N	Obwegeser-DalPont standart	9,7070	2,01526	9,1750	7,14	12,89
	Obwegeser-DalPont kilitli	8,9570	0,82990	9,0300	7,50	10,35
	Epker standart	9,1760	0,64689	8,9900	8,38	10,18
	Epker kilitli	8,5660	1,14848	8,3700	7,09	10,71

Bu değerlendirmeler sonucunda tüm grupların 10 N'dan 100 N'a kadar olan kuvvetler altındaki yer değiştirme miktarları (mm) değişkenlerinin normal dağılım gösterdiği görülmüştür. Bu yüzden gruplar arası çoklu karşılaştırmalarda tek tnl varyans analizi (ANOVA) kullanılmıştır. (Tablo 4.7)

Tablo 4.7: Tek yönlü varyans analizi (ANOVA) sonuçları

		Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
10 N	Gruplar arası	0,193	3	0,064	2,203	0,105
	Gruplar içinde	1,053	36	0,029		
	Toplam	1,246	39			
20 N	Gruplar arası	0,451	3	0,150	1,031	0,391
	Gruplar içinde	5,254	36	0,146		
	Toplam	5,705	39			
30 N	Gruplar arası	0,574	3	0,191	0,746	0,532
	Gruplar içinde	9,225	36	0,256		
	Toplam	9,799	39			
40 N	Gruplar arası	0,259	3	0,086	0,219	0,883
	Gruplar içinde	14,193	36	0,394		
	Toplam	14,452	39			
50 N	Gruplar arası	0,661	3	0,220	0,473	0,703
	Gruplar içinde	16,772	36	0,466		
	Toplam	17,434	39			
60 N	Gruplar arası	0,773	3	0,258	0,548	0,653
	Gruplar içinde	16,951	36	0,471		
	Toplam	17,724	39			
70 N	Gruplar arası	1,040	3	0,347	0,557	0,647
	Gruplar içinde	22,403	36	0,622		
	Toplam	23,443	39			
80 N	Gruplar arası	3,139	3	1,046	1,339	0,277
	Gruplar içinde	28,132	36	0,781		
	Toplam	31,270	39			
90 N	Gruplar arası	4,924	3	1,641	1,383	0,264
	Gruplar içinde	42,721	36	1,187		
	Toplam	47,645	39			
100 N	Gruplar arası	6,798	3	2,266	1,397	0,259
	Gruplar içinde	58,388	36	1,622		
	Toplam	65,186	39			

Gruplararası ikili karşılaştırmalarda post-hoc Tukey testi kullanılmıştır. Her bir grubunun diğer gruplarla 10 N'dan 100 N kadar 10 N'luk artışlardaki p değerleri tablo 4.8'de verilmiştir.

Tablo 4. 8: Her bir grubunun diğer gruplarla 10 N'dan 100 N kadar 10 N'luk artışlardaki p değerleri. Tukey testi ($p < 0.05$)

		10 N	20 N	30 N	40 N	50 N	60 N	70 N	80 N	90 N	100 N
OD Standart	OD Kilitli	1,000	0,889	0,776	0,995	1,000	0,997	1,000	1,000	0,726	0,558
	Epker Standart	0,294	0,498	0,807	0,971	0,747	0,669	0,814	0,846	0,882	0,788
	Epker Kilitli	0,294	0,412	0,465	0,991	0,974	0,999	0,982	0,649	0,204	0,206
OD Kilitli	Od Standart	1,000	0,889	0,776	0,995	1,000	0,997	1,000	1,000	0,726	0,558
	Epker Standart	0,270	0,898	1,000	0,907	0,724	0,783	0,861	0,847	0,990	0,980
	Epker Kilitli	0,270	0,834	0,955	1,000	0,966	1,000	0,965	0,647	0,770	0,902
Epker Standart	Od Standart	0,294	0,498	0,807	0,971	0,747	0,669	0,814	0,846	0,882	0,788
	OD Kilitli	0,270	0,898	1,000	0,907	0,724	0,783	0,861	0,847	0,990	0,980
	Epker Kilitli	1,000	0,999	0,939	0,886	0,937	0,737	0,596	0,211	0,587	0,709
Epker Kilitli	Od Standart	0,294	0,412	0,465	0,991	0,974	0,999	0,982	0,649	0,204	0,206
	OD Kilitli	0,270	0,834	0,955	1,000	0,966	1,000	0,965	0,647	0,770	0,902
	Epker Standart	1,000	0,999	0,939	0,886	0,937	0,737	0,596	0,211	0,587	0,709

Uygulanan kademeli 100 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda tek yönlü varyans analizine (ANOVA) göre fiksasyon stabilitesi açısından tüm gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

Epker kilitli mini plak grubunun (grup Iİb) 100 N'a kadar uygulanan oklüzal kuvvetler altında diğer gruplardan daha dayanıklı olduğu gözlenmiştir. Fakat gruplar arası ikili karşılaştırma için kullandığımız Tukey testine göre istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Tüm grupların kuvvetlerde altında yer değiştirme miktarları sayısal olarak farklı olmasına rağmen istatistiksel analiz sonucuna göre tüm gruplar eşit dayanım göstermektedir.

Obwegeser- Dal Pont (OD) ve Epker modifikasyonları uygulanan hemimandibulalar fiksasyon farklılıkları gözardı edilerek sadece osteotomi tekniklerini karşılaştırmak amacıyla, bağımsız örneklem t testi (independent sample t test) kullanılmıştır. (Tablo 4.9)

Tablo 4.9: OD (grup I) ve Epker (grup II) modifikasyonları uygulanan hemimandibulaların 100 N altındaki yer değiştime miktarlarının (mm) bağımsız örneklem testi ile karşılaştırılması

Gruplar	Ortalama± std.sapma	F	P değeri
Grup I	9,33±1,54	2,206	0,265
Grup II	8,87±0,95		

Epker grubu 100 N'daki oklüzal kuvvetlerde OD grubundan daha stabil olmasına rağmen aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir. ($p>0,05$)

5. TARTIŞMA

SSRO, çeşitli mandibular deformitelerin düzeltilmesi amacıyla 1950'li yıllardan itibaren artan sıklıkla kullanılmaktadır(2, 8). 1955 yılında ilk kez Obwegeser ve Trauner tarafından teknik olarak tanıtıldığından günümüze kadar cerrahi başarıyı ve stabiliteyi arttırmak amacıyla cerrahi işlemler ve fiksasyon tekniklerinde birçok modifikasyon yapılmıştır(5, 6, 83).

Cerrahi teknikteki ilk modifikasyon Dal Pont tarafından, bukkal kortekste osteotomi hattı daha anteriorda ve vertikal olarak gerçekleştirilmiştir(4-6). Hunsuck ise 1968'de yumuşak doku diseksiyonunu azaltmak amacıyla ramusun lingual korteksindeki horizontal osteotomiye daha kısa yapmak gerektiğini savunmuştur. 1977 yılında Epker'in önerdiği modifikasyon ise Hunsuck modifikasyonu ile benzerlik gösterip ve bir de masseter kasın daha az kaldırılmasını önermektedir. Hunsuck ve Epker modifikasyonunda ramusun lingual osteotomi hattı lingulanın hemen posteriorunda sonlanmaktadır(2, 3, 5). Zaman içerisinde bu osteotomi tekniğiyle ilgili birçok yeni görüş ve modifikasyon önerilmiş olsa da günümüzde en çok Obwegeser tarafında tanımlanan, Dal Pont, Hunsuck ve Epker tarafından modifiye edilen teknikler kabul görmekte ve kullanılmaktadır.

SSRO'da fiksasyon amacıyla tel ile bağlama, intermaksiller fiksasyon, vidalar (lag veya pozisyonel), standart mini plak ve vida sistemleri, rezorbe olabilen mini plak vidalar, ve kilitli mini plak ve vida sistemleri kullanılmıştır(21, 31, 55).

Titanyum vida ve miniplakların geliştirilmesinden sonra rijit internal fiksasyon SSRO için standart tedavi yöntemi haline almıştır. İn vitro biyomekanik ve yeni klinik çalışmalarda, rijit internal fiksasyon teknikleri ile postoperatif stabilitenin daha fazla olduğu gösterilmiştir. Rijit internal fiksasyon ile IMF'nin kullanım süresi kısaltılarak hatta IMF yapılmayarak, havayolunun kısıtlanması, beslenme yetersizliği, TME'de ankiloz ve hasta memnuniyetsizliği gibi olan IMF dezavantajlarının üstesinden gelinmiştir(84). Hastaların minimal komplikasyonlarla hızlı bir şekilde iyileşmesini sağlayan fiksasyon yöntemlerinin araştırılması, birçok klinik ve deneysel çalışmanın amacı olmuştur(9, 12, 31, 59, 85).

Standart mini plaklar/ vidalar 30 yılı aşkın süredir mevcut olup, kemik ile plak arasında boşluksuz bir temas gereksinim duyar. Bu sıkı temas sağlanamazsa, vidalar gevşeyebilir, oklüzyon ve stabilite değişebilir. Bu dezavantajların üstesinden gelmek için kilitli mini plak/ vida sistemleri tanıtılmıştır(11, 41, 42).

Gutwald R. ve Alpert B.(11, 41), kilitli plak ve vida sistemlerini detaylı olarak tanımlamış; endikasyonları , kullanım alanları ve avantajları hakkında bilgi vermişlerdir. Kilitli sistemin avantajları, vidanın gevşemesine ve hareket etmesine izin vermemesi, plak ile kemik arasında sıkı temas gerektirmemesi, osteosentez sırasında fragmanların yer değiştirmelerini engellemesi, vaskülarizasyonu bozmaması ve primer stabiliteyi artırması olarak belirtilmiştir. Aynı araştırmacılar mandibula angulus kırıklarında kilitli vida ve plak sisteminin konvansiyonel mini plak sistemine göre mekanik kuvvetlere daha dayanıklı olduğunu bildirmişlerdir. Bunun sebebinin vidanın plağa kilitlenmesi ve rijiditeyi artırması olduğu iddia edilmiştir.

Kilitli mini plak/ vida sisteminin bildiğimiz kadarıyla ilk klinik çalışması Ellis ve ark. tarafından 2002 yılında 59 hastada 80 kırıkta 2.0 mm kilitli plak/ vida sistemini kullanılarak yapılmıştır. Bu tekniğin basit olduğunu ve her durumda güvenilir fiksasyon sağlandığını belirtmişlerdir(39).

Bu olumlu raporların aksine, Chiodo ve ark.(86), in vitro olarak dana kaburgası kullanılan kırık çalışmasında 2.0 mm standart mini plaklar ile 2.0 mm kilitli mini plakları biyomekanik olarak karşılaştırmışlardır ve istatistiksel olarak fark bulamamışlardır. Başarısızlık tipinin ve başarısızlık derecesinin, fiksasyon sisteminden daha fazla bir olasılıkla, kemik kalitesi ve cerrahi teknik ile ilişkili olduğunu vurgulamışlardır.

SSRO'lar için kullanılan fiksasyon yöntemlerini değerlendirmek için birçok biyomekanik test gerçekleştirilmiştir, ancak bu testlerin sonuçları farklı test koşullarına bağlı olarak değişmiştir. En iyi mandibula fiksasyon tekniğini belirlemek amacıyla klinik koşulları taklit etmek için taze donmuş insan kadavra mandibulası, taze koyun mandibulası, sentetik çene modelleri (poliüretan) ve sonlu elemanlar modelleri kullanılmıştır. İnsan kadavra mandibulası şekil ve özellikleri dolayısıyla biyomekanik çalışmalarda tüm ihtiyaçları karşılasada tedarik edilmeleri zordur. Bununla birlikte, yasal prosedürler bu tarz çalışmaları kısıtlayıcı özelliktedirler. Bir takım ön işlemlere maruz kalması sebebiyle yapısal özellikleri bozulduğundan deneyde kullanılacak kadavra mandibulalarının yoğunluk, elastik ve sertlik gibi fiziksel özellikleri değişebileceğinden

biyomekanik test sonuçlarının güvenilirlikleri azalmaktadır(30, 32). SSRO'nun deneysel çalışmalarında, koyun mandibulasının insan mandibulasına benzer bir Haversian sistem içermesinden, biçim, boyut ve yapısal olarak insan mandibulasına benzerliğinden dolayı tercih sebebidir. Ayrıca fikse edilmeyip taze bir şekilde kullanıldıkları için kemiğin yapısal özellikleri korunabilmektedir(24, 29). Bu sebeplerden dolayı biyomekanik çalışmamızda ucuz ve kolay ulaşılabilirliği ve insan mandibulasına benzerliğinden dolayı taze koyun mandibulası kullanılması uygun görülmüştür.

Fiksasyon yöntemlerinin biyomekanik özelliklerinin belirlenmesi amacıyla birçok çalışma yapılmıştır. Bu çalışmalarda kullanılan yöntemlerin başında 2 nokta biyomekanik test modelleri ve sonlu elemanlar analizi (SEA) yöntemi gelmektedir.

SEA, mühendislik ve havacılık endüstrisinde yaygın olarak uygulanan bir analitik sistemdir ve diş hekimliğinde karmaşık problemleri çözmek için de kullanılabilir. SEA yöntemi ile insanlardan ya da kadavralardan bilgisayarlı tomografi taraması ile elde edilen modeller bir ağ yapıya dönüştürülmekte ve bu yapılar üzerinde biyomekanik çalışmalar yapılabilmektedir.(22, 23, 86-89). SEA tarafından sağlanan gerilme değerleri, ister istermez gerçek değerlerle aynı değildir. Bu tür çalışmalarda malzeme özellikleri ve model üretimi ile ilgili çeşitli varsayımlar ve basitleştirmeler yapılabilir. Genellikle modellerdeki yapıların homojen, izotropik ve doğrusal elastik olduğu varsayılmaktadır. Fakat, modellenen materyaller yaşayan dokulardır ve bu dokular daha dinamikler(8, 90).

2 nokta biyomekanik test modellerinde in vitro olarak hayvan veya kadavra çeneleri ya da poliüretan çeneler insan mandibulasını taklit etmek amacıyla kullanılmaktadır. Bu şekilde yapılan çalışmaların ortak özelliği farklı fiksasyon sistemi uygulanmış modellerin ramus bölgesinden sabitlenip, çiğneme kuvvetinin geldiği bölgeden tek noktada basma ya da çekme hareketiyle; yer değiştirme, kopma kuvveti ve sertlik derecesinin ölçülmesi prensibine dayanmaktadır. Bu sayede elde edilen verilerle farklı fiksasyon sistemleri karşılaştırılabilmektedir(9, 22, 24, 42, 53, 55, 70, 81, 91, 92). Bazı araştırmacılar bu modelin zayıflığının çiğneme kaslarını doğru bir şekilde taklit etmediğine inanmaktadır; bundan dolayı bu araştırmacılar 3 nokta biyomekanik test modelinin kullanımını önermişlerdir(31, 80). Ancak, Ribeiro-Junior ve ark. mandibular sagittal osteotomilerde kullanılan mandibular fonksiyonun gerçek koşullarına olan yetersizliklerinden dolayı fiksasyon sistemlerini değerlendirmek için 2 ve 3 noktalı

modellerin zayıf modeller olduğunu savunurlar(10). Bizim çalışmamızda, hemimandibulalar kondil bölgesindeki delikten geçen yatay bir çubuk aracılığıyla TME ve proksimal segmentin angulus bölgesinden bir dayanak üzerine oturtularak pterigomasseterik askı taklit edilmektedir. Ramusun lateral ve medial yüzeyinde nokta teması yapan pinler, proksimal ve distal segmentin aşırı lateral deplasmanını önlemek amacıyla uygulanmıştır. Hemimandibulaların distal uçları serbest bırakılarak molar dişler üzerinden okülüzal kuvvet uygulaması ile, farklı mini plak/ vida sistemlerinin karşılaştırılması için çok sayıda çalışmada 2 nokta biyomekanik deney modeli (kantilever beam modeli) kullanılmıştır. Biz de çalışmamızda uygulanabilirliği ve tekrarlanabilirliği daha kolay olması sebebiyle 2 nokta biyomekanik deney modelini kullanmayı tercih ettik.

SSRO ve çene kırıkları gibi fiksasyon uygulaması gerektiren işlemlerde, söz konusu kuvvetin hastaların çiğneme fonksiyonun şiddetini ve yönünü taklit etmesi gerekir. SSRO'dan sonra maksimum ısırma kuvveti birçok yazar tarafından ölçülmüştür. SSRO operasyonlarını takip eden süreçte, ameliyat öncesine göre çiğneme kuvvetlerinde ve dişlerin temas yüzeylerinde belirgin bir azalma olduğu bildirilmiştir(93). Harada ve ark.(94) mandibular prognati nedeniyle SSRO uygulanan hastalarda ortalama çiğneme kuvvetlerinin ameliyat sonrası ikinci haftada 66.5 N, dördüncü hafta ise 128 N olduğunu belirterek, altıncı aydan sonra çiğneme kuvvetlerinin ameliyat öncesi değerlerden daha fazla olduğunu göstermişlerdir. Bu kuvvetler Nagai ve ark.(95) göre dördüncü haftada erkeklerde 43 N, kadınlarda ise 22.2 N'dur. Angulus kırıklarını inceleyen Gerlach ve Swarz(96) mini plak fiksasyonunu takip eden birinci haftada, ortalama çiğneme kuvvetlerinin 69.91 N olduğunu ve bu değer artarak altıncı hafta sonunda 130.43 N'a ulaştığını belirtmişlerdir. SSRO ile ilgili yapılan çalışmaları inceleyen Joos ve Vassalli(97), mandibula ilerletme miktarı ve fiksasyon yöntemlerinin relapslar üzerinde en çok etkisi olan iki faktör olduğunu saptamışlar ve erken dönemde kuvvet dayanımının yüksek olması gerektiğini vurgulamışlardır. Lamellar kemiğin postoperatif 3-4 hafta içinde oluşmasının sisteme ek bir rijitlik kazandırmasının sonucunda(20), mini plaklara doğrudan daha düşük bir kuvvet gelmektedir. Çalışmamızda, SSRO sonrası lamellar kemik oluşumuna kadar olan ilk 4 haftalık fiksasyon güvenliğinin değerlendirilmesi hedeflendiği için 10 N'dan başlayarak maksimum 100 N' a kadar ulaşan okülüzal baskı kuvvetlerinin oluşturdukları yer değiştirme miktarları değerlendirilmiştir.

Özden ve ark.(31), 2006 yılında yayınladıkları çalışmada, SSRO sonrası 5 mm ilerletme yapılmış taze koyun hemimandibulalarında 10 farklı fiksasyon yönteminin biyomekanik stabilitesini karşılaştırmışlardır. Fiksasyon için 5 farklı bikortikal vida, bikortikal vida içeren ya da içermeyen 4 farklı mini plak dizaynı ve rezorbe olabilen vidaları kullanmışlardır. Çapları ve uzunlukları sırasıyla, titanyum bikortikal vidalar için 2.0 mm ve 17 mm, titanyum monokortikal vidalar için 2.0 mm ve 5 mm, ve rezorbe vidalar için 2.8 mm ve 16 mm'dir. Klein ve ark.(1) poliüretan hemimandibulalarda, Epker modifikasyonu ile gerçekleştirdikleri, 10 mm ve saat yönünün tersine 20° rotasyon ile kombine edilmiş 10 mm'lik ilerletmeden sonra, kemik segmentlerini; bir standart düz mini plak; iki standart düz mini plak; bir standart sagittal plak; bir kilitli düz mini plak; iki kilitli düz mini plak ve bir kilitli sagittal plak ile kullanılarak fiksasyon sağlamışlardır. Kilitli ve standart plaklar 2.0 mm çapındaki sistemlerdir. Vidaların çapı 2.0 mm ve uzunlukları 5 mm'dir. Biz de çalışmamızda diğer çalışmalarla uygunluk açısından hem standart hem de kilitli mini plak gruplarında 2.0 mm mini plak sistemleri ve 2.0 mm çap, 5 mm uzunluktaki monokortikal vidaları tercih ettik.

Çalışmamızın amacı, standart parametreleri değerlendirerek, Obwegeser-Dal Pont (OD) ve Hunsuck-Epker (HE) modifikasyonu uygulanmış taze koyun çenelerinde, yaygın olarak kullanılan 2.0 mm standart mini plak/ vida sistemleri ile son zamanlarda SSRO'da sıklıkla kullanılan 2.0 mm kilitli mini plak/ vida sistemlerini karşılaştırmaktır. Bu çalışmada, hemimandibulaların tüm distal segmentleri, bu konuda daha önce bildirilen çalışmalarla aynı paralelikte olarak 5 mm ilerletilmiştir(7-9, 13, 14, 22, 24, 31, 42, 53, 70, 81).

Kilitli plak/vida sistemi ilk kez mandibular kemik rekonstrüksiyonu için kullanılmıştır(98). Daha küçük sistemlerin (2.0 mm çapında) ortaya çıkmasıyla birlikte, esas olarak mandibular kırıklar olmak üzere yüz kırıkları tedavisinde kullanılması amaçlanmıştır(11, 39, 99). Mandibula kırıklarında kilitli mini plak /vida sistemi ile yapılan biyomekanik ve klinik çalışmalarda, standart plak/ vida sisteminden daha stabil olduğu görülmüştür(39, 100).

Oğuz Y. ve arkadaşları(101), SSRO'da kilitli mini plak/ vida sisteminin kullanımı ile ilgili ilk in vitro çalışmayı gerçekleştirmişlerdir. SSRO sonrası 5 mm ilerletme yapılan koyun çenelerinde, 4 delikli aralıklı 2 mm çapında standart titanyum mini plaklar ile yine aynı çap ve uzunluktaki kilitli plakları karşılaştırdıklarında her iki yöntem arasında

belirgin bir istatistiksel farklılık olmadığını bildirmişlerdir. Yine de, 60 N'a kadar uygulanan oklüzal kuvvetlerde standart plakların, 60 N'nun üzerindeki oklüzal yüklerde ise kilitli plakların daha yüksek stabiliteye sahip olabileceği yönünde görüş bildirmişlerdir. Aynı yazarlar, bu materyalleri sonlu elemanlar modeli ile de değerlendirmişler ve kilitli mini plaklar ve vidaların standart mini plaklara ve vidalara göre hiçbir avantaj sağlamadığını, kilitli mini plak/ vida sisteminin yükü plağa yaydığını ve vidalar ile her bir üniteye aktarılan kuvvet miktarını azalttığını bulmuşlardır. SEA yöntemi ile SSRO uygulanarak 5 mm ilerletme yapıp fiksasyon sağlanan modellerde kilitli mini plak/ vida ile standart mini plak/ vida sistemleri arasında kemiğe iletilen kuvvetler ve kemikte oluşan deformasyonlar açısından önemli bir fark olmadığı bildirilmiştir(87).

Vieira Santos Z.T.B. ve arkadaşları(7), 40 adet poliüretan hemimandibulalarda 2 farklı bukkal osteotomi tasarımı uygulayarak bir in vitro deney gerçekleştirmişlerdir. Her iki grupta da fiksasyon için; bir adet 4 delikli 2.0 mm plak ile 5.0 mm uzunluğunda dört vida; bir adet 4 delikli 2.0 mm plak ile 5.0 mm uzunluğunda dört vida ve 12.0 mm uzunluğunda bir bikortikal vida; bir adet 4 delikli 2.0 mm kilitli plak ile 5.0 mm uzunluğunda dört kilitli vida; bir adet 4 delikli 2.0 mm kilitli plak ile 5.0 mm uzunluğundaki dört kilitli vida ve 12.0 mm uzunluğunda bir bikortikal vida kullanılmıştır. Bu çalışma sonucunda mini plaklarla birlikte ek olarak bikortikal vida kullanılması daha iyi bir SSRO stabilizasyonu sağlamıştır. Osteotomi tekniklerindeki fark gözardı edildiğinde, fiksasyon grupları arasında bir karşılaştırma yapıldığında bikortikal vidalı kilitli mini plak grubu en yüksek dayanımı göstermiştir. Fakat sadece standart ve kilitli mini plak uygulanan gruplar arasında anlamlı bir fark olmadığı belirtilmiştir.

2017 yılında, Klein ve arkadaşları(1), Epker modifikasyonu ile 10 mm mandibular ilerletme yapılmış poliüretan çenelerde; standart mini plak, kilitli mini plak, standart sagittal (çift Y) plak ve kilitli sagittal plaklar ile 6 farklı fiksasyon yöntemini 3 nokta biyomekanik test ile değerlendirmişlerdir. Bu çalışma, iki plak kullanımının daha az yer değiştirmeye neden olan fiksasyon şekli olduğunu göstermektedir. Kilitli mini plak sistemleri, her iki grupta da standart mini plak sistemine kıyasla tüm durumlarda daha iyi genel sonuçlar göstermiştir. Ancak, istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Ribeiro-Junior ve arkadaşlarının da (12) yaptığı bir çalışma, 4 mm mandibular ilerletme uygulanmış poliüretan çenelerde, standart ve kilitli sistemlerin üç farklı plak tasarımının

karşılaştırılmasına dayanmaktadır. Bu plak tasarımları, dört delikli düz mini plak, altı delikli düz mini plak ve altı delikli çift-Y sagittal plaktır. Bu deney sonucunda, altı delikli sagittal kilitli mini plak (yatay çift Y-şekilli) ile mandibular SSRO'nun fiksasyonu, test edilen diğer plak sistemlerinden daha dirençli olmuştur. Gözlemlenen sayısal farklılıklara rağmen, kilitli ile standart mini plak sistemi arasında istatistiksel fark saptanmamıştır. Yine aynı yazarların gerçekleştirdiği başka bir in vitro çalışmada kilitli plak/ vida fiksasyon sistemlerinin SSRO'lardan sonra kemik yer değiştirmesine direnç göstermede daha iyi olduğunu bulmuşlardır, ancak sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı değildir. (10)

Kilitli mini plak sistemlerini klinik olarak inceleyen az sayıda çalışma bulunmaktadır. Ueki ve arkadaşları(102), mandibular prognatizmlili hastalara SSRO'dan sonra 2.0 mm kilitli mini plak sistemi ile bikortikal fiksasyon ve kilitli olmayan plak sistemi ile monokortikal fiksasyon kullanarak, klinik olarak bu fiksasyon yöntemlerinin iskeletsel stabilite sonuçlarını bildirmişlerdir. Bu çalışmanın sonuçları, bikortikal vida fiksasyonu ile kilitli plak sistemi ve monokortikal vida fiksasyonu ile standart plak sistemi arasında operasyon sonrası 1 yıllık değişikliklerde anlamlı bir fark olmadığını göstermektedir. Kabasawa ve ark.(103) 2013 yılında yayınladıkları çalışmada, monokortikal kilitli plak fiksasyonu veya bikortikal vida fiksasyonu ile yapılan bilateral SSRO'nun klinik sonuçlarının analizini ve karşılaştırılmasını yapmışlardır. Bu klinik sonuçlar kilitli plak ve vida fiksasyon sistemleri arasında önemli bir fark olmadığını, başarısızlık tipi ve başarısızlık derecesinin fiksasyon sisteminden çok kemik kalitesi ve cerrahi teknikle ilişkili olma olasılığının yüksek olduğunu ortaya koymuştur. Elde edilen bulgular, bilateral plak fiksasyonu ile kilitli plak sistemi kullanılarak yapılan monokortikal fiksasyon arasındaki postoperatif dönemdeki değişikliklerde anlamlı bir farklılık göstermemiştir.

Çalışmamızda, sagittal split ramus osteotomisinde uygulanan kilitli mini plak sistemi ile standart mini plak sisteminin karşılaştırılması sonucu elde edilen bulgular yukarıda belirtilen SSRO ile yapılan çalışmalardaki bulgularla benzerlik göstermektedir. Çalışmamız sonucunda, osteotomi modifikasyonlarındaki fark gözardı edildiğinde kilitli mini plak/ vida sisteminin standart mini plak/ vida sisteminden sayısal sonuç olarak daha stabil olduğu gözlenmesine rağmen istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.

Bu sonuçlardan farklı olarak, Oğuz Y. ve ark. başka bir çalışmada, 5 mm ilerletme yapılan SSRO'yu takiben altı farklı fiksasyon yöntemini, premolar bölgeden uygulanan

doğrusal bir kuvvetle, kantilever beam biyomekanik model ile karşılaştırmışlardır. Distal segmentin yer değiştirme miktarı arttıkça gereken direnç kuvveti de artmıştır ve 1, 3 ve 5 mm'lik yer değiştirme için gereken direnç kuvvetleri arasında istatistiksel olarak fark gözlenmiştir. Bu çalışmada grid (kafes, ızgara) plak, 4 delikli kilitli mini plak ve 6 delikli standart mini plaktan ; 4 delikli kilitli mini plak ise 6 ve 4 delikli standart mini plaktan anlamlı derecede daha dirençli bulunmuştur(13).

Pozzer ve arkadaşları(104), 2 farklı SSRO dizaynında 4 delikli standart mini plak fiksasyonunu karşılaştırmışlardır. SSRO tekniği olarak Hunsuck modifikasyonu uygulanmıştır ve oluşturulan grupların birinde sagittal osteotomi ile bukkaldeki vertikal osteotomi arasında dik açı vardır; diğer grupta ise dik açı yerine daha yuvarlatılmış bir birleşim oluşturulmuştur. Gruplarda kendi arasında 3 mm ve 7 mm mandibular ilerletme ve mandibular ilerletme yapılmamış olarak üç alt gruba ayrılmıştır. Sonuçlar, osteotomiler arasında dik açı olmayan grubun en yüksek kuvvet değerlerine toleranslı olarak baskı kuvvetine en iyi tepkiyi verdiğini göstermiştir. Osteotomi tasarımının mekanik direnci etkilediği ve osteotomiler arasında dik açı olmayan SSRO'nun en iyi mekanik direnci sağladığı sonucuna varılmıştır. Vieira Santos Z.T.B. ve arkadaşları 2017'de(7) benzer çalışma tasarımında 4 farklı fiksasyon materyalini 5 mm ilerletme yaparak karşılaştırmışlardır. Sonuç olarak osteotomiler arasında dik açılı olmayan SSRO tasarımı, dik açılıya sahip SSRO tasarımından daha yüksek mekanik direnç göstermiştir; ancak Pozzer'in çalışmasından farklı olarak istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Mandibula ilerletme miktarlarının ve karşılaştırılan fiksasyon materyallerinin aynı olmamasının sonuçlardaki farklılığa neden olabileceği belirtilmiştir.

Takahashi ve ark.(8), Trauner-Obwegeser (TO), Obwegeser (Ob) ve Obwegeser-Dal Pont (OD) yöntemleriyle ilerletme yapılan alt çenelerde, farklı sayılarda ve konumlarda yerleştirilen plakların üzerinde kesici ve molar dişler bölgelerinden uygulanan yükler altında oluşan gerilme alanlarını SEA ile incelemişlerdir. Trauner-Obwegeser (TO) yönteminde, lateral osteotomi hattı, ikinci molar dişin distalinden mandibular angulusun üstündeki posterior sınıra doğru yatay olarak yapılmıştır. Obwegeser (Ob) yönteminde, lateral osteotomi hattı, ikinci molar dişin distalinden mandibular angulusun orta noktasına doğru yapılmıştır. Obwegeser-Dal Pont (OD) yönteminde, lateral osteotomi hattı, ikinci molar dişin distalinden, mandibulanın alt sınırına dik olarak yapılmıştır. Bu araştırmacıların bulgularına göre OD yöntemiyle

tasarlanan modellerde hem plakların üzerinde hem de vidaların çevresinde TO ve Ob tekniklerine göre daha az gerilme alanları oluşmuştur. Aynı çalışmada; osteotomi hattının üzerinde mandibulanın üst sınırına yakın yerleştirilen plağın yüksek oranda tutuculuk sağladığı ve daha etkili olduğu gösterilmiştir. Bu durum OD tekniğinde kaldıraç kolu işlevi gören segmentin kısalmasına bağlanmıştır. Buna ek olarak, Champy'nin çizgileri boyunca yerleştirilen mini plakların, diğer yerlere yerleştirilenlerden daha fazla mekanik avantaj sağladığı vurgulanmıştır. Bu çalışmaya benzer olarak Yiğit Ş. ve arkadaşları(14) da Trauner-Obwegeser (TO) ve Obwegeser-Dal Pont (OD) tekniklerinde çift ve tek plak fiksasyonunu in vitro biyomekanik olarak karşılaştırmışlardır. Osteotomi hatları açısından bakıldığında, OD tekniğinin tek plakla daha yüksek dayanım değerleri sağladığı belirlenmiştir. Bu durum, fiksasyonda kullanılan plak/ vida sistemlerinin benzer olmasına rağmen, iki ameliyat tekniği sonucunda elde edilen erken dönem stabilitenin farklı olabileceğini göstermektedir. Bu bulgular, alt çenenin anatomik şekline göre daha uygun bir kuvvet dağılımı sağlayan OD tekniğindeki osteotomi hattının bir avantajı olabileceği belirtilmiştir. Puricelli ve ark. (88) OD osteotomisi ile mental foramene daha yakın konumlandıkları dikey osteotomi ile yapılan osteotomi tekniğinin SEA'da karşılaştırılması sonucunda meduller kemik temasının arttığını ve bunun stres dağılımını azaltıcı etkisi olduğunu öne sürmüşlerdir.

Yukarıda tanımlanan araştırmalarda karşılaştırılan SSRO modifikasyonları bizim çalışmamızla farklılık gösterdiğinden, bulgularımızın doğrudan doğruya karşılaştırılması olası değildir. Fakat ayrı ayrı Obwegeser- Dal Pont ve Epker modifikasyonları kullanılarak kilitli ve standart mini plak/ vida karşılaştırmasını içeren birkaç çalışma bulunmaktadır. Oğuz ve ark. (13) Dal Pont modifikasyonunu kullanarak yaptıkları biyomekanik çalışmada 4 delikli kilitli mini plak/ vida sisteminin, 6 ve 4 delikli standart mini plak/ vida sistemlerinden daha dayanıklı olduğunu ve farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğunu bildirmişlerdir. Klein ve ark. (1) ise Epker modifikasyonu ile 10 mm ilerletme yaptıkları biyomekanik çalışmada kilitli plak sistemlerinin standart plaklardan daha üstün olduğunu fakat istatistiksel anlamda bir fark bulunmadığını belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda modifikasyonlar ve fiksasyon grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Fakat her iki modifikasyonda da kilitli mini plak/ vida sisteminin oklüzal kuvvetler altında standart mini plak/ vida sisteminden daha dirençli olduğu gözlenmiştir.

Kilitli mini plak/ vida sisteminde vidalar aynı anda plağa ve kemiğe sabitlenir ve bu da stabilizeyi artırıcı bir faktördür. Bu sistemde standart mini plak/ vida sistemindeki gibi plağın kemik yüzeyine göre uyumlandırılmasına gerek yoktur. Vidalar plağa kilitlendiğinden vidaların aşırı sıkılması veya gevşemesi mümkün değildir. Bu sistemde işlem sırasında vida kırık ya da osteotomi bölgesine doğru konumlandırılırsa bile plağa kilitlenmesi sayesinde fiksasyonda gevşeme olmayacaktır. Bu nedenden dolayı vidanın stabilitesinin kemikte mi yoksa plakta mı olduğu anlaşılamayabilmektedir. Her ne kadar standart sistemle vidaların açılı olarak yerleştirilmesi mümkün olsa da, kilitli sistemde vidaları plağa yerleştirmek için 90° açığa ve bir delici (drill) rehberine ihtiyaç duyulmaktadır. Özellikle mandibula posterior bölgelere plak ve vidaların yerleştirilmesi için ekstraoral yaklaşım gereklidir. Bununla birlikte, kilitli plak/ vida sisteminin maliyetinin standart plak/ vida sisteminden daha fazla olması bu sistemin önemli bir dezavantajı olmuştur.

Çalışmamızdaki veriler yorumlanırken üç faktör göz önünde bulundurulmalıdır. İlk olarak, çalışmamız iyileşebilen, remodeling ve turnover mekanizması olan canlı bir kemik üzerinde yapılmamıştır. İkincisi, SSRO gerçek hastalar üzerinde yapıldığında, operasyon sonrası hastalara birkaç hafta boyunca IMF uygulanarak mandibula hareketleri kısıtlanabilir. Buna ek olarak operasyon sonrası iyileşmenin ilk dönemlerinde hastalara sıvı veya yumuşak gıdalardan oluşan bir diyet önerilebilmektedir. Üçüncü olarak, kuvvet bir osteotominin stabilitesinin mutlak belirleyicisi değildir. Mandibulanın biyomekanik davranışı oldukça karmaşık bir düzene sahip olduğundan mandibulanın biyomekanik davranışını in vitro olarak taklit etmek mümkün olamamaktadır. Bundan dolayı, mandibula üzerinde uygulanan in vitro kuvvet deneyleri, deneyin uygulanabilirliğini sağlamak amacıyla sadeleştirilmektedir. Mandibulanın düzensiz ve homojen olmayan geometrisi göz önüne alındığında, daha az fizyolojik olmasına rağmen, 2 nokta biyomekanik deney modelinin uygulanması daha kolaydır. Mandibulanın biyomekanik davranışına en uygun biyomekanik deney modeli konusunda fikir birliği olmadığından, çalışmalarda kullanılan farklı biyomekanik deney modellerinin birbirleri üzerinde bir üstünlükleri bulunmamaktadır.

6. SONUÇ

40 adet koyun hemimandibulasında SSRO'nin temel modifikasyonları olan Obwegeser- Dal Pont ve Epker teknikleri uygulanarak 5 mm mandibular ilerletme yapılmış ve 4 delikli kilitli mini plak/ vida ve 4 delikli standart mini plak/ vida fiksasyonunu takiben, 100 N'a kadar olan oklüzal baskı kuvvetleri uygulanmıştır. Lingual osteotomileri farklı olan bu SSRO modifikasyonlarında kilitli mini plak sistemi oklüzal kuvvetlere karşı standart mini plak sisteminden daha fazla direnç göstermesine rağmen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Çalışmamız sonucunda, SSRO'da lingual osteotominin ramusun posterior sınırına kadar uzatılmasının ya da lingulanın hemen distalinde sonlandırılmasının fiksasyonun mekanik direncini anlamlı derecede etkilemediği görülmüştür. Cerrahlar, plak sistemlerinin avantaj ve dezavantajları dikkate alarak plak tercihlerini ona göre yapmalıdırlar. Bu sonuçlar ışığında sagittal split ramus osteotomisi modifikasyonlarında standart mini plak ve kilitli mini plak sistemlerinin dayanıklılığı ve stabilitesi gibi önemli kriterlerde fark göstermeyebileceğinin sonucunu elde etmek maksillofasiyal cerrahi alanında oldukça önemlidir.

KAYNAKLAR

1. Klein GBG, Mendes GCB, Ribeiro Junior PD, Viswanath A, Papageorge M. Biomechanical evaluation of different osteosynthesis methods after mandibular sagittal split osteotomy in major advancements. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2017;46:1387-1393.
2. Epker B. Modifications in the sagittal osteotomy of the mandible. *J Oral Surg* 1977;35:157-159.
3. Hunsuck EE. A modified intraoral sagittal splitting technic for correction of mandibular prognathism. *J Oral Surg* 1968;26:250-253.
4. DAL GP. Retro-molar osteotomy for correction of prognathism. *Minerva chirurgica* 1959;14:1138-1141.
5. Bockmann R, Meyns J, Dik E, Kessler P. The modifications of the sagittal ramus split osteotomy: a literature review. *Plast Reconstr Surg Glob Open* 2014;2:e271.
6. Obwegeser HL. Orthognathic surgery and a tale of how three procedures came to be: a letter to the next generations of surgeons. *Clin Plast Surg* 2007;34:331-355.
7. Vieira Santos ZTB, Goulart DR, Sigua-Rodriguez EA, Pozzer L, Olate S, Albergaria-Barbosa JR. Mechanical evaluation of the use of conventional and locking miniplate/screw systems used in sagittal split ramus osteotomy. *J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg* 2017;43:77-82.
8. Takahashi H, Moriyama S, Furuta H, Matsunaga H, Sakamoto Y, Kikuta T. Three lateral osteotomy designs for bilateral sagittal split osteotomy: biomechanical evaluation with three-dimensional finite element analysis. *Head Face Med* 2010;6:4.
9. Brasileiro BF, Gempel RG, Ambrosano GM, Passeri LA. An in vitro evaluation of rigid internal fixation techniques for sagittal split ramus osteotomies: advancement surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 2009;67:809-817.
10. Ribeiro-Junior PD, Magro-Filho O, Shastri KA, Papageorge MB. In vitro biomechanical evaluation of the use of conventional and locking miniplate/screw

- systems for sagittal split ramus osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg* 2010;68:724-730.
11. Gutwald R, Alpert B, Schmelzeisen R. Principle and stability of locking plates. *Keio J Med* 2003;52:21-24.
 12. Ribeiro-Junior PD, Magro-Filho O, Shastri KA, Papageorge MB. Which kind of miniplate to use in mandibular sagittal split osteotomy? An in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2012;41:1369-1373.
 13. Oguz Y, Watanabe ER, Reis JM, Spin-Neto R, Gabrielli MA, Pereira-Filho VA. In vitro biomechanical comparison of six different fixation methods following 5-mm sagittal split advancement osteotomies. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2015;44:984-988.
 14. Sirin Y. SMB, Limani E., Soley S. İki Farklı Sagittal Split Osteotomi Tekniğinin Titanyum Plakların In-Vitro Biyomekanik Dayanımı Üzerindeki Etkileri. *İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2011;45:67-73.
 15. Sirin Y., S. S. Bilateral Sagittal Split Osteotomi Ve Distraksiyon Osteogenezis Yöntemleri İle Yapılan Alt Çenenin İlerletilmesi Girişimlerinde Oluşan İnferyor Alveolar Sınır Hasarlarının İncelenmesi. *İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2012;46:71-81.
 16. Miloro M, Ghali G, Larsen P, Waite P. Peterson's principles of oral and maxillofacial surgery: PMPH-USA, 2004.
 17. Fonseca RJ. *Oral and Maxillofacial Surgery USA*: Elsevier 2009.
 18. Harris M, N H. *Ortognatik Cerrahinin Temelleri*. UK: Imperial College Press, 2009.
 19. Schwartz HC. The timing of third molar removal in patients undergoing a bilateral sagittal split osteotomy. *Journal of oral and maxillofacial surgery* 2002;60:132.
 20. Marsell R, Einhorn TA. The biology of fracture healing. *Injury* 2011;42:551-555.
 21. Dolce C, Hatch JP, Van Sickels JE, Rugh JD. Rigid versus wire fixation for mandibular advancement: skeletal and dental changes after 5 years. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002;121:610-619.

22. Sato FR, Asprino L, Consani S, Noritomi PY, de Moraes M. A comparative evaluation of the hybrid technique for fixation of the sagittal split ramus osteotomy in mandibular advancement by mechanical, photoelastic, and finite element analysis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 2012;114:S60-68.
23. Erkmén E, Simsek B, Yücel E, Kurt A. Comparison of different fixation methods following sagittal split ramus osteotomies using three-dimensional finite elements analysis. Part 1: advancement surgery-posterior loading. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2005;34:551-558.
24. Uçkan S, Schwimmer A, Kummer F, Greenberg AM. Effect of the angle of the screw on the stability of the mandibular sagittal split ramus osteotomy: a study in sheep mandibles. *Br J Oral Maxillofac Surg* 2001;39:266-268.
25. Oh JS, Kim SG. In vitro biomechanical evaluation of fixation methods of sagittal split ramus osteotomy in mandibular setback. *J Craniomaxillofac Surg* 2015;43:186-191.
26. Ellis E, Carlson DS, Billups J. Osseous healing of the sagittal ramus osteotomy: a histologic comparison of rigid and nonrigid fixation in *Macaca mulatta*. *Journal of oral and maxillofacial surgery* 1992;50:718-723.
27. Scaf de Molon R, de Avila ED, Scartezini GR, Bonini Campos JA, Vaz LG, Real Gabrielli MF, et al. In vitro comparison of 1.5 mm vs. 2.0 mm screws for fixation in the sagittal split osteotomy. *J Craniomaxillofac Surg* 2011;39:574-577.
28. Foley WL, Frost DE, Paulin WB, Jr., Tucker MR. Internal screw fixation: comparison of placement pattern and rigidity. *J Oral Maxillofac Surg* 1989;47:720-723.
29. Haug RH, Barber JE, Punjabi AP. An in vitro comparison of the effect of number and pattern of positional screws on load resistance. *J Oral Maxillofac Surg* 1999;57:300-308; discussion 308-309.
30. Schwimmer A, Greenberg AM, Kummer F, Kaynar A. The effect of screw size and insertion technique on the stability of the mandibular sagittal split osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg* 1994;52:45-48.

31. Ozden B, Alkan A, Arici S, Erdem E. In vitro comparison of biomechanical characteristics of sagittal split osteotomy fixation techniques. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2006;35:837-841.
32. Kohn DH, Richmond EM, Dootz ER, Feinberg SE, Pietrzak WS. In vitro comparison of parameters affecting the fixation strength of sagittal split osteotomies. *J Oral Maxillofac Surg* 1995;53:1374-1383; discussion 1383-1375.
33. Rubens BC, Stoelinga PJ, Blijdorp PA, Schoenaers JH, Politis C. Skeletal stability following sagittal split osteotomy using monocortical miniplate internal fixation. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1988;17:371-376.
34. Hsu SS, Huang CS, Chen PK, Ko EW, Chen YR. The stability of mandibular prognathism corrected by bilateral sagittal split osteotomies: a comparison of bicortical osteosynthesis and mono-cortical osteosynthesis. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2012;41:142-149.
35. Fujioka M, Fujii T, Hirano A. Comparative study of mandibular stability after sagittal split osteotomies: biocortical versus monocortical osteosynthesis. *Cleft Palate Craniofac J* 2000;37:551-555.
36. Türker M YŞ. *Ağız Diş Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Özyurt Matbaacılık*, 2004.
37. Michelet FX, Deymes J, Dessus B. Osteosynthesis with miniaturized screwed plates in maxillo-facial surgery. *J Maxillofac Surg* 1973;1:79-84.
38. Champy M, Lodde JP, Schmitt R, Jaeger JH, Muster D. Mandibular osteosynthesis by miniature screwed plates via a buccal approach. *J Maxillofac Surg* 1978;6:14-21.
39. Ellis E, 3rd, Graham J. Use of a 2.0-mm locking plate/screw system for mandibular fracture surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 2002;60:642-645; discussion 645-646.
40. Sauerbier S, Kuenz J, Hauptmann S, Hoogendijk CF, Liebehenschel N, Schon R, et al. Clinical aspects of a 2.0-mm locking plate system for mandibular fracture surgery. *J Craniomaxillofac Surg* 2010;38:501-504.
41. Alpert B, Gutwald R, Schmelzeisen R. New innovations in craniomaxillofacial fixation: the 2.0 lock system. *Keio J Med* 2003;52:120-127.

42. Oguz Y, Saglam H, Dolanmaz D, Uckan S. Comparison of stability of 2.0 mm standard and 2.0 mm locking miniplate/screws for the fixation of sagittal split ramus osteotomy on sheep mandibles. *Br J Oral Maxillofac Surg* 2011;49:135-137.
43. Schwartz HC, Relle RJ. Bicortical-monocortical fixation of the sagittal mandibular osteotomy. *Journal of oral and maxillofacial surgery* 1996;54:234-235.
44. Breme J, Steinhauser E, Paulus G. Commercially pure titanium Steinhauser plate-screw system for maxillofacial surgery. *Biomaterials* 1988;9:310-313.
45. Perihan O. TİTANTUM VE ÖZELLİKLERİ. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi 2015;25.
46. SUBAŞI M, KARATAŞ Ç. Titanyum ve titanyum alaşımlarından yapılan implantlar üzerine inceleme. *Politeknik Dergisi* 2012;15.
47. Aydil BA, Kocak Berberoglu H, Ozturk S, Cefle K, Palanduz S, Erkal H. Genotoxicity of fixation devices analyzed by the frequencies of sister chromatid exchange. *Ulus Travma Acil Cerrahi Derg* 2013;19:299-304.
48. Katou F, Andoh N, Motegi K, Nagura H. Immuno-inflammatory responses in the tissue adjacent to titanium miniplates used in the treatment of mandibular fractures. *J Craniomaxillofac Surg* 1996;24:155-162.
49. Moberg LE, Nordenram A, Kjellman O. Metal release from plates used in jaw fracture treatment. A pilot study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1989;18:311-314.
50. Rosenberg A, Gratz KW, Sailer HF. Should titanium miniplates be removed after bone healing is complete? *Int J Oral Maxillofac Surg* 1993;22:185-188.
51. Kim YK, Yeo HH, Lim SC. Tissue response to titanium plates: a transmitted electron microscopic study. *J Oral Maxillofac Surg* 1997;55:322-326.
52. Meningaud JP, Poupon J, Bertrand JC, Chenevier C, Galliot-Guilley M, Guilbert F. Dynamic study about metal release from titanium miniplates in maxillofacial surgery. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2001;30:185-188.
53. Cilasun U, Uckan S, Dolanmaz D, Saglam H. Immediate mechanical stability of sagittal split ramus osteotomy fixed with resorbable compared with titanium bicortical screws in mandibles of sheep. *Br J Oral Maxillofac Surg* 2006;44:534-537.

54. Landes CA, Kriener S. Resorbable plate osteosynthesis of sagittal split osteotomies with major bone movement. *Plast Reconstr Surg* 2003;111:1828-1840.
55. Gomes PP, Guimaraes Filho R, Mazzone R. Evaluation of the bending strength of rigid internal fixation with absorbable and metallic screws in mandibular ramus sagittal split osteotomy: in vitro study. *Pesqui Odontol Bras* 2003;17:267-272.
56. Kulkarni RK, Pani KC, Neuman C, Leonard F. Polylactic acid for surgical implants. *Arch Surg* 1966;93:839-843.
57. Cutright DE, Hunsuck EE, Beasley JD. Fracture reduction using a biodegradable material, polylactic acid. *J Oral Surg* 1971;29:393-397.
58. Harada K, Enomoto S. Stability after surgical correction of mandibular prognathism using the sagittal split ramus osteotomy and fixation with poly-L-lactic acid (PLLA) screws. *J Oral Maxillofac Surg* 1997;55:464-468; discussion 468-469.
59. Ballon A, Laudemann K, Sader R, Landes CA. Segmental stability of resorbable P(L/DL)LA-TMC osteosynthesis versus titanium miniplates in orthognathic surgery. *J Craniomaxillofac Surg* 2012;40:e408-414.
60. Gassmann CJ, Van Sickels JE, Thrash WJ. Causes, location, and timing of relapse following rigid fixation after mandibular advancement. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 1990;48:450-454.
61. Ylikontiola L, Kinnunen J, Laukkanen P, Oikarinen K. Prediction of recovery from neurosensory deficit after bilateral sagittal split osteotomy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2000;90:275-281.
62. Guernsey LH, DeChamplain RW. Sequelae and complications of the intraoral sagittal osteotomy in the mandibular rami. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology* 1971;32:176-192.
63. Jones JK, Van Sickels JE. Facial nerve injuries associated with orthognathic surgery: a review of incidence and management. *Journal of oral and maxillofacial surgery* 1991;49:740-744.
64. Freihofer jr HPM, Petrešević D. Late results after advancing the mandible by sagittal splitting of the rami. *Journal of maxillofacial surgery* 1975;3:250-257.

65. Hackney FL, Van Sickels JE, Nummikoski PV. Condylar displacement and temporomandibular joint dysfunction following bilateral sagittal split osteotomy and rigid fixation. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 1989;47:223-227.
66. Panula K, Finne K, Oikarinen K. Incidence of complications and problems related to orthognathic surgery: a review of 655 patients. *J Oral Maxillofac Surg* 2001;59:1128-1136; discussion 1137.
67. Goldstein BH. Temporomandibular disorders: a review of current understanding. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 1999;88:379-385.
68. Cutbirth M, Van Sickels JE, Thrash WJ. Condylar resorption after bicortical screw fixation of mandibular advancement. *Journal of oral and maxillofacial surgery* 1998;56:178-182.
69. Bockmann R, Schon P, Frotscher M, Eggeler G, Lethaus B, Wolff KD. Pilot study of modification of the bilateral sagittal split osteotomy (BSSO) in pig mandibles. *J Craniomaxillofac Surg* 2011;39:169-172.
70. Pereira Filho VA, Iamashita HY, Monnazzi MS, Gabrielli MF, Vaz LG, Passeri LA. In vitro biomechanical evaluation of sagittal split osteotomy fixation with a specifically designed miniplate. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2013;42:316-320.
71. van Eijden TM. Biomechanics of the mandible. *Crit Rev Oral Biol Med* 2000;11:123-136.
72. Wong RC, Tideman H, Kin L, Merckx MA. Biomechanics of mandibular reconstruction: a review. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2010;39:313-319.
73. Koriath TW, Romilly DP, Hannam AG. Three-dimensional finite element stress analysis of the dentate human mandible. *Am J Phys Anthropol* 1992;88:69-96.
74. Rudderman RH, Mullen RL, Phillips JH. The biophysics of mandibular fractures: an evolution toward understanding. *Plast Reconstr Surg* 2008;121:596-607.
75. Gardner MJ SM, Krieg JC. Biomechanical Testing of Fracture Fixation Constructs: Variability, Validity, and Clinical Applicability. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons* 2012;20:86-93.

76. Bredbenner TL, Haug RH. Substitutes for human cadaveric bone in maxillofacial rigid fixation research. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2000;90:574-580.
77. Bockmann R, Schon P, Neuking K, Meyns J, Kessler P, Eggeler G. In vitro comparison of the sagittal split osteotomy with and without inferior border osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg* 2015;73:316-323.
78. Linde F, Sorensen HC. The effect of different storage methods on the mechanical properties of trabecular bone. *J Biomech* 1993;26:1249-1252.
79. Wong RC, Tideman H, Merckx MA, Jansen J, Goh SM, Liao K. Review of biomechanical models used in studying the biomechanics of reconstructed mandibles. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2011;40:393-400.
80. Armstrong JE, Lapointe HJ, Hogg NJ, Kwok AD. Preliminary investigation of the biomechanics of internal fixation of sagittal split osteotomies with miniplates using a newly designed in vitro testing model. *J Oral Maxillofac Surg* 2001;59:191-195.
81. Dolanmaz D, Uckan S, Isik K, Saglam H. Comparison of stability of absorbable and titanium plate and screw fixation for sagittal split ramus osteotomy. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 2004;42:127-132.
82. Nieblerova J, Foltan R, Hanzelka T, Pavlikova G, Vlk M, Klima K, et al. Stability of the miniplate osteosynthesis used for sagittal split osteotomy for closing an anterior open bite: an experimental study in mini-pigs. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2012;41:482-488.
83. Peterson GP, Haug RH, Van Sickels J. A biomechanical evaluation of bilateral sagittal ramus osteotomy fixation techniques. *J Oral Maxillofac Surg* 2005;63:1317-1324.
84. Van Sickels JE, Flanary CM. Stability associated with mandibular advancement treated by rigid osseous fixation. *J Oral Maxillofac Surg* 1985;43:338-341.
85. Ueki K, Ishihara Y, Yoshizawa K, Moroi A, Ikawa H, Iguchi R, et al. Evaluation of bone formation after sagittal split ramus osteotomy using different fixation materials. *J Craniomaxillofac Surg* 2015;43:710-716.

86. Chiodo TA, Ziccardi VB, Janal M, Sabitini C. Failure strength of 2.0 locking versus 2.0 conventional Synthes mandibular plates: A laboratory model. *J Oral Maxillofac Surg* 2006;64:1475-1479.
87. Oguz Y, Uckan S, Ozden AU, Uckan E, Eser A. Stability of locking and conventional 2.0-mm miniplate/screw systems after sagittal split ramus osteotomy: finite element analysis. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 2009;108:174-177.
88. Puricelli E, Fonseca JS, de Paris MF, Sant'Anna H. Applied mechanics of the Puricelli osteotomy: a linear elastic analysis with the finite element method. *Head Face Med* 2007;3:38.
89. Sindel A, Demiralp S, Colok G. Evaluation of different screw fixation techniques and screw diameters in sagittal split ramus osteotomy: finite element analysis method. *J Oral Rehabil* 2014;41:683-691.
90. Erkmen E, Şimşek B, Yücel E, Kurt A. Three-dimensional finite element analysis used to compare methods of fixation after sagittal split ramus osteotomy: setback surgery-posterior loading. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 2005;43:97-104.
91. Blomqvist JE, Ahlborg G, Isaksson S, Svartz K. A comparison of skeletal stability after mandibular advancement and use of two rigid internal fixation techniques. *Journal of oral and maxillofacial surgery* 1997;55:568-574.
92. Van Sickels JE, Peterson GP, Holms S, Haug RH. An in vitro comparison of an adjustable bone fixation system. *J Oral Maxillofac Surg* 2005;63:1620-1625.
93. Throckmorton GS, Buschang PH, Ellis III E. Improvement of maximum occlusal forces after orthognathic surgery. *Journal of oral and maxillofacial surgery* 1996;54:1080-1086.
94. Harada K, Watanabe M, Ohkura K, Enomoto S. Measure of bite force and occlusal contact area before and after bilateral sagittal split ramus osteotomy of the mandible using a new pressure-sensitive device: a preliminary report. *J Oral Maxillofac Surg* 2000;58:370-373; discussion 373-374.

95. Nagai I, Tanaka N, Noguchi M, Suda Y, Sonoda T, Kohama G. Changes in occlusal state of patients with mandibular prognathism after orthognathic surgery: a pilot study. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 2001;39:429-433.
96. Gerlach K, Schwarz A. Bite forces in patients after treatment of mandibular angle fractures with miniplate osteosynthesis according to Champy. *International journal of oral and maxillofacial surgery* 2002;31:345-348.
97. Joss CU, Vassalli IM. Stability after bilateral sagittal split osteotomy setback surgery with rigid internal fixation: a systematic review. *J Oral Maxillofac Surg* 2008;66:1634-1643.
98. Herford AS, Ellis E. Use of a locking reconstruction bone plate/screw system for mandibular surgery. *Journal of oral and maxillofacial surgery* 1998;56:1261-1265.
99. Chritah A, Lazow SK, Berger JR. Transoral 2.0-mm locking miniplate fixation of mandibular fractures plus 1 week of maxillomandibular fixation: a prospective study. *Journal of oral and maxillofacial surgery* 2005;63:1737-1741.
100. Wusiman P, Tuerxun J, Yaolidaxi B, Moming A. Locking Plate System Versus Standard Plate Fixation in the Management of Mandibular Fractures: Meta-Analysis of Randomized Controlled Trials. *J Craniofac Surg* 2017;28:1456-1461.
101. Oguz Y, Uckan S, Dolanmaz D. Comparison of biomechanical stability of 2.0 mm standard and 2.0 mm locking screws for SSRO. *Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery* 2006;34:32.
102. Ueki K, Hashiba Y, Marukawa K, Alam S, Nakagawa K, Yamamoto E. Skeletal stability after mandibular setback surgery: bicortical fixation using a 2.0-mm locking plate system versus monocortical fixation using a nonlocking plate system. *J Oral Maxillofac Surg* 2008;66:900-904.
103. Kabasawa Y, Sato M, Kikuchi T, Sato Y, Takahashi Y, Higuchi Y, et al. Analysis and comparison of clinical results of bilateral sagittal split ramus osteotomy performed with the use of monocortical locking plate fixation or bicortical screw fixation. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 2013;116:e333-341.

104. Pozzer L, Olate S, Cavalieri-Pereira L, de Moraes M, Albergaria-Barbosa JR. Influence of the design in sagittal split ramus osteotomy on the mechanical behavior. *Int J Clin Exp Med* 2014;7:1284-1288.



ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Lütfiye	Soyadı	YAZAR
Doğum yeri	Bakırköy/ istanbul	Doğum tarihi	19.02.1990
Uyruğu	T.C.	T.C. Kimlik No	69856048512
E-posta	lutfiye@yanmaz.com	Telefon	0554 979 35 60

Eğitim Bilgileri

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet yılı
Uzmanlık	İstanbul Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi	2018
Yüksek Lisans	Marmara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi	2013
Lisans	Marmara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi	2013
Lise	Dede Korkut Anadolu Lisesi	2008

İş Deneyimi

Görevi	Kurum	Süre (Yıl- Yıl)
1.	-	-
2.	-	-

Yabancı Diller

	Okuduğunu anlama*	Konuşma*	Yazma*	YDS puanı
İngilizce	iyi	orta	orta	60

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma Becerisi
Microsoft Office Word	İyi
Microsoft Office Powerpoint	İyi
Microsoft Office Excel	Orta
Endnote	iyi

Yayınları/ Tebliğleri/ Sertifikaları/ Ödülleri

1. Aydil BA., Pıkdöken L., Atalay B., Barış E., Yazar L., Uzun A. Evaluation of histological validity of platelet-rich fibrin on alveolar socket healing. Journal of Scientific Research and Studies Vol. 4(7), pp. 177-183, July, 2017